



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109152589 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201780030938.X

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(22)申请日 2017.04.04

11256

(30)优先权数据

代理人 苏娟 朱利晓

15/090,670 2016.04.05 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 17/29(2006.01)

2018.11.19

A61B 17/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/025958 2017.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/176766 EN 2017.10.12

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 C·P·布德罗

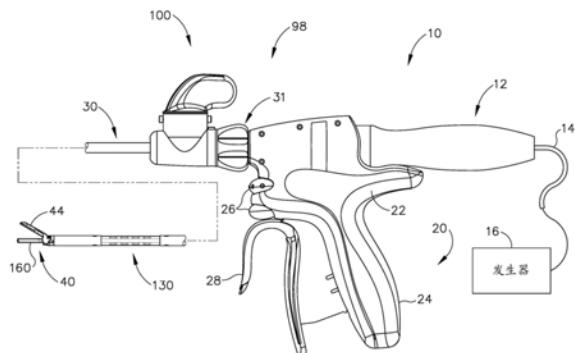
权利要求书3页 说明书16页 附图15页

(54)发明名称

用于外科器械的关节运动接头

(57)摘要

本发明提供一种外科设备(100)，该外科设备包括主体(22)、超声换能器(12)、轴(30)、声波导(180)、关节运动节段(130)、端部执行器(40)和限制构件(200)。超声换能器(12)可操作以将电功率转换成超声振动。轴(30)将端部执行器(40)和主体(22)联接在一起。声波导(180)与换能器(12)联接。关节运动节段(130)可操作以挠曲，以由此使端部执行器(40)从由轴限定的纵向轴线偏转。限制构件(200)可操作以限制端部执行器(40)的侧向偏转。当端部执行器(40)与纵向轴线对齐时，限制构件(200)还可操作以与平移构件协作来加固关节运动节段(130)。此类加固包括消除原本可能由于部件之间的制造公差和/或松动而由关节运动节段(130)提供的任何“游动”或其它小运动。



1. 一种设备,包括:
 - (a) 主体组件;
 - (b) 轴组件,其中所述轴组件从所述主体组件朝远侧延伸,其中所述轴组件限定纵向轴线,其中所述轴组件包括波导;
 - (c) 端部执行器,其中所述端部执行器位于所述轴组件的远侧端部处,其中所述端部执行器包括超声刀,所述超声刀与所述波导声学连通;
 - (d) 关节运动节段,所述关节运动节段具有第一侧和第二侧,其中所述关节运动节段与所述轴组件联接,其中所述关节运动节段能够操作以使所述端部执行器朝向所述第一侧从所述纵向轴线偏转;以及
 - (e) 限制构件,其中所述限制构件能够操作以限制所述端部执行器朝向所述第二侧从所述纵向轴线的偏转。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述限制构件包括从基座延伸的接片,并且其中接片设置在由所述关节运动节段限定的空间内。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述空间至少部分地由第一固位卡圈和第二固位卡圈限定。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述接片具有楔形横截面轮廓,并且所述空间具有互补楔形轮廓。
5. 根据权利要求1所述的设备,还包括致动器,所述致动器从所述轴组件延伸穿过所述关节运动节段到达所述端部执行器,其中所述端部执行器还包括能够操作以相对于所述超声刀移动的夹持臂,其中所述致动器能够相对于所述关节运动节段移动以由此使所述夹持臂相对于所述超声刀移动,其中所述限制构件被构造成能够接收所述致动器的一部分。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中所述致动器包括可平移构件,其中所述限制构件包括由所述基座限定的通道,其中所述通道被构造成能够在所述通道中接收所述可平移构件。
7. 根据权利要求6所述的设备,其中所述可平移构件包括缆线。
8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述限制构件由弹性材料形成。
9. 根据权利要求1所述的设备,其中所述关节运动节段包括一对重叠的关节运动带。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中所述一对重叠的关节运动带和所述限制构件设置在所述关节运动节段的相对侧上。
11. 根据权利要求9所述的设备,其中所述一对重叠的关节运动带被构造成能够驱动所述关节运动节段的一部分与所述限制构件接合,以由此加固所述关节运动节段。
12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述一对重叠的关节运动带被构造成能够沿第一方向平移以由此使所述端部执行器沿第一侧向方向远离所述轴组件的所述纵向轴线偏转,其中所述一对重叠的关节运动带被构造成能够沿第二方向平移以由此驱动所述关节运动节段的所述部分与所述限制构件接合,以由此在所述端部执行器与所述轴组件的所述纵向轴线对齐的情况下加固所述关节运动节段。
13. 根据权利要求9所述的设备,还包括第三关节运动带,其中所述第三关节运动带被构造成能够相对于所述一对重叠的关节运动带沿相反的纵向方向平移,其中所述第三关节运动带和所述一对重叠的关节运动带被构造成能够协作以驱动所述关节运动节段,以由此

使所述端部执行器相对于所述轴组件的所述纵向轴线侧向移动。

14. 根据权利要求1所述的设备,其中所述关节运动节段包括第一有棱纹的主体部分和第二有棱纹的主体部分,并且其中所述限制构件能够操作以选择性地接合所述第一有棱纹的主体部分和所述第二有棱纹的主体部分中的一者,并由此加固所述第一有棱纹的主体部分和所述第二有棱纹的主体部分中所选择的一者。

15. 根据权利要求1所述的设备,其中所述关节运动节段包括多个凹陷部,并且其中所述限制构件包括多个指状物,所述指状物被取向成接收在所述多个凹陷部的对应凹陷部内。

16. 根据权利要求15所述的设备,其中所述关节运动节段包括与所述多个凹陷部交错的多个卡圈。

17. 一种设备,包括:

(a) 主体组件;

(b) 轴组件,其中所述轴组件从所述主体组件朝远侧延伸,其中所述轴组件限定纵向轴线;

(c) 端部执行器;

(d) 关节运动节段,所述关节运动节段具有第一侧向侧和第二侧向侧,其中所述关节运动节段与所述轴组件联接,其中所述关节运动节段能够操作以使所述端部执行器朝向所述第一侧从所述纵向轴线偏转;

(e) 限制构件,所述限制构件与所述关节运动节段联接,其中所述限制构件被构造成使所述端部执行器能够朝向所述第一侧从所述纵向轴线偏转,其中所述限制构件还被构造成能够防止所述端部执行器朝向所述第二侧从所述纵向轴线偏转;以及

(f) 平移构件,其中所述平移构件能够沿第一方向平移以使所述端部执行器朝向所述第一侧从所述纵向轴线偏转,其中所述平移构件能够沿第二方向平移以将所述限制构件的一部分绑定到所述关节运动节段的一部分上,以由此在所述端部执行器与所述纵向轴线对齐的同时加固所述关节运动节段。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中所述限制构件包括从主体延伸的多个指状物,并且其中每个指状物设置在由所述关节运动节段限定的空间内,其中所述平移构件能够操作以将所述关节运动节段的部分绑定到所述限制构件的所述指状物上,以由此在所述端部执行器与所述纵向轴线对齐的同时加固所述关节运动节段。

19. 根据权利要求18所述的设备,其中所述多个指状物和所述主体被构造成能够夹到所述关节运动节段上。

20. 一种操作设备的方法,其中所述设备包括:

(a) 轴组件,所述轴组件限定纵向轴线;

(b) 端部执行器;

(c) 关节运动节段,其中所述关节运动节段能够操作以使所述端部执行器从所述纵向轴线侧向偏转,其中所述关节运动节段包括绑定特征结构;

(d) 限制构件,所述限制构件与所述关节运动节段联接,其中所述限制构件被构造成使所述端部执行器能够沿第一偏转方向从所述纵向轴线偏转,其中所述限制构件还被构造成能够防止所述端部执行器沿第二偏转方向从所述纵向轴线偏转,其中所述限制构件包括与

所述关节运动节段的所述绑定特征结构相关联的绑定特征结构；以及

(e) 平移构件，所述平移构件能够操作以致动所述关节运动节段；

其中所述方法包括：

(a) 沿第一纵向方向驱动所述平移构件，以使所述端部执行器沿所述第一偏转方向从所述纵向轴线偏转，由此将所述端部执行器定位在偏转位置；

(b) 沿第二纵向方向驱动所述平移构件，以使所述端部执行器沿所述第二偏转方向朝向所述纵向轴线移动返回，由此将所述端部执行器定位在直立位置；以及

(c) 沿所述第二纵向方向进一步推动所述平移构件，以在所述限制构件的所述绑定特征结构和所述关节运动节段的所述绑定特征结构之间提供绑定接合，由此在所述端部执行器处于所述直立位置的情况下加固所述关节运动节段。

用于外科器械的关节运动接头

背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器,该端部执行器具有刀元件,该刀元件以超声频率振动以切割和/或密封组织(例如通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些器械包括将电功率转换成超声振动的压电元件,该超声振动沿着声波导传送到刀元件。可通过外科医生的技术以及对功率电平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节来控制切割和凝固的精度。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE®超声剪刀、HARMONIC WAVE®超声剪刀、HARMONIC FOCUS®超声剪刀以及HARMONIC SYNERGY®超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。此类装置的其它示例和相关概念在以下专利中公开:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1997年10月10日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文;2013年6月11日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利8,461,744,其公开内容以引用方式并入本文;2013年11月26日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利8,591,536,其公开内容以引用方式并入本文;以及2014年1月7日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利8,623,027,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的其它示例在以下专利中公开:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国公布2006/0079874,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国公布2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国公布2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国公布2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;以及2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国公布2010/0069940,其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 一些超声外科器械可包括无绳换能器,诸如在以下专利中公开的那些:2012年5月

10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国公布2012/0112687,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国公布2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请61/410,603,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 除此之外,一些超声外科器械可包括关节运动轴节段和/或可弯曲超声波导。此类超声外科器械的示例在以下专利中公开:1999年4月27日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利5,897,523,其公开内容以引用方式并入本文;1999年11月23日公布的名称为“Ultrasonic Polyp Snare”的美国专利5,989,264,其公开内容以引用方式并入本文;2000年5月16日公布的名称为“Articulable Ultrasonic Surgical Apparatus”的美国专利6,063,098,其公开内容以引用方式并入本文;2000年7月18日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利6,090,120,其公开内容以引用方式并入本文;2002年9月24日公布的名称为“Actuation Mechanism for Surgical Instruments”的美国专利6,454,782,其公开内容以引用方式并入本文;2003年7月8日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Shears”的美国专利6,589,200,其公开内容以引用方式并入本文;2004年6月22日公布的名称为“Method and Waveguides for Changing the Direction of Longitudinal Vibrations”的美国专利6,752,815,其公开内容以引用方式并入本文;2006年11月14日公布的名称为“Articulating Ultrasonic Surgical Shears”的美国专利7,135,030;2009年11月24日公布的名称为“Ultrasound Medical Instrument Having a Medical Ultrasonic Blade”的美国专利7,621,930,其公开内容以引用方式并入本文;2014年1月2日公布的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国公布2014/0005701,其公开内容以引用方式并入本文;2014年1月2日公布的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国公布2014/005703,其公开内容以引用方式并入本文;2014年4月24日公布的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国公布2014/0114334,其公开内容以引用方式并入本文;2015年3月19日公布的名称为“Articulation Features for Ultrasonic Surgical Instrument”的美国公布2015/0080924,其公开内容以引用方式并入本文;以及2014年4月22日提交的名称为“Ultrasonic Surgical Device with Articulating End Effector”的美国专利申请14/258,179,其公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 尽管已经制造和使用了若干外科器械和系统,但据信在本发明人之前无人制造或使用所附权利要求中描述的本发明。

附图说明

[0007] 尽管本说明书得出了具体地指出和明确地声明这种技术的权利要求,但是据信从下述的结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中相似的附图标号指示相同的元件,并且其中:

[0008] 图1示出了示例性超声外科器械的侧正视图;

[0009] 图2示出了图1的外科器械的轴组件和端部执行器的关节运动节段的透视图;

- [0010] 图3示出了图2的轴组件的关节运动节段的分解透视图；
- [0011] 图4示出了图2的轴组件和端部执行器的横截面侧视图；
- [0012] 图5示出了图2的轴组件和端部执行器的顶部平面图；
- [0013] 图6A示出了处于直立构型的图2的轴组件和端部执行器的横截面顶视图；
- [0014] 图6B示出了处于关节运动构型的图2的轴组件和端部执行器的横截面顶视图；
- [0015] 图7示出了图2的轴组件和端部执行器的部分分解透视图；
- [0016] 图8示出了图2的轴组件的远侧卡圈和驱动缆线的透视图；
- [0017] 图9示出了图1的器械的关节运动控制组件的部分分解透视图；
- [0018] 图10A示出了图2的轴组件的端部执行器和远侧部分的侧正视图，其中端部执行器的夹持臂处于闭合位置，并且其中外部护套以横截面示出，以露出外部护套内的部件；
- [0019] 图10B示出了图10A的轴组件和端部执行器的侧正视图，其中夹持臂移动至全开位置；
- [0020] 图11示出了用于附接到图2的关节运动节段的限制构件的透视图；
- [0021] 图12示出了附接到图2的关节运动节段的图11的限制构件的透视图；
- [0022] 图13示出了沿着图12的线13-13截取的图11的限制构件的横截面视图；
- [0023] 图14示出了图12的限制构件和关节运动节段的顶部平面图；
- [0024] 图15示出了图12的限制构件和关节运动节段的侧正视图；
- [0025] 图16A示出了处于关节运动构型的图12的限制构件和关节运动节段的横截面顶视图；
- [0026] 图16B示出了处于直立构型的图12的限制构件和关节运动节段的横截面顶视图；并且
- [0027] 图17示出了图2的关节运动节段的示例性变型的顶部平面图，其中示例性替代限制构件具有设置在由关节运动节段限定的对应楔形空间互补组中的一组楔形接片。
- [0028] 附图并非旨在以任何方式进行限制，并且设想本技术的各种实施方案可以多种其他方式来执行，包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书中并形成其一部分的附图示出了本技术的若干方面，并与说明书一起用于解释本技术的原理；然而，应当理解，本技术不限于所示出的精确布置方式。

具体实施方式

[0029] 下面对本技术的某些示例的描述不应用于限制本技术的范围。从下面的描述而言，本技术的其他示例、特征、方面、实施方案和优点对本领域的技术人员而言将变得显而易见，下面的描述以举例的方式进行，这是为实现本技术所设想的最好的方式中的一种方式。正如将意识到的，本文所述的技术能够具有其他不同的和明显的方面，所有这些方面均不脱离本技术。因此，附图和说明应被视为实质上是示例性的而非限制性的。

[0030] 另外应当理解，本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任一者或多者结合。因此，下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等不应视为彼此孤立。参考本文的教导内容，本文的教导内容可进行组合的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0031] 为公开内容的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中相对于外科器械的人或机器人操作者而定义。术语“近侧”是指更靠近外科器械的人或机器人操作者并且更远离外科器械的外科端部执行器的元件位置。术语“远侧”是指更靠近外科器械的外科端部执行器并且更远离外科器械的人或机器人操作者的元件位置。

[0032] I.示例性超声外科器械

[0033] 图1示出了示例性超声外科器械(10)。器械(10)的至少一部分可根据本文引用的各种专利、专利申请公布和专利申请中的任一个的教导内容中的至少一些进行构造和操作。如在这些专利中所述并且在下文中将更详细地描述,器械(10)可操作以基本上同时地切割组织和密封或焊接组织(例如,血管等)。

[0034] 本示例的器械(10)包括柄部组件(20)、轴组件(30)和端部执行器(40)。柄部组件(20)包括主体(22),该主体包括手枪式握持部(24)和一对按钮(26)。柄部组件(20)还包括触发器(28),该触发器可朝向和远离手枪式握持部(24)枢转。然而,应当理解,可以使用各种其他合适的构型,包括但不限于剪刀式握持部构型。端部执行器(40)包括超声刀(160)和枢转夹持臂(44)。夹持臂(44)与触发器(28)联接,使得夹持臂(44)可响应于触发器(28)朝向手枪式握持部(24)的枢转而朝向超声刀(160)枢转;并且使得夹持臂(44)可响应于触发器(28)远离手枪式握持部(24)的枢转而远离超声刀(160)枢转。参考本文的教导内容,夹持臂(44)可与触发器(28)联接的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。在一些型式中,使用一个或多个弹性构件来将夹持臂(44)和/或触发器(28)偏置到图1所示的打开位置。

[0035] 超声换能器组件(12)从柄部组件(20)的主体(22)朝近侧延伸。换能器组件(12)经由缆线(14)与发生器(16)联接,使得换能器组件(12)从发生器(16)接收电功率。换能器组件(12)中的压电元件将电功率转换为超声振动。发生器(16)可包括功率源和控制模块,该功率源和控制模块被构造成能够向换能器组件(12)提供功率分布,该功率分布特别适合于通过换能器组件(12)生成超声振动。仅以举例的方式,发生器(16)可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 出售的GEN04、GEN11或GEN300。除此之外或另选地,发生器(16)可根据以下专利公布的教导内容中的至少一些进行构造:2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国公布2011/0087212,其公开内容以引用方式并入本文。还应当理解,可以将发生器(16)的功能中的至少一些整合到柄部组件(20)中,并且柄部组件(20)甚至可以包括电池或其它板载功率源,使得缆线(14)被省略。参考本文的教导内容,发生器(16)可采用的另外其它合适的形式以及发生器(16)可提供的各种特征结构和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0036] A.示例性端部执行器和声学传动系

[0037] 如图2至图4最佳可见,本示例的端部执行器(40)包括夹持臂(44)和超声刀(160)。夹持臂(44)包括面向刀(160)的、固定到夹持臂(44)下侧的夹持垫(46)。夹持垫(46)可包含聚四氟乙烯(PTFE)和/或任何其它合适的一种或多种材料。夹持臂(44)可枢转地固定到上部远侧轴元件(172)的远侧突出的舌状物(43),该上部远侧轴元件被牢固地固定在远侧外部护套(33)的远侧部分内。夹持臂(44)可操作以朝向和远离刀(160)选择性地枢转,以在夹持臂(44)和刀(160)之间选择性地夹持组织。一对臂(156)从夹持臂(44)横向延伸并且可枢

转地固定到下部远侧轴元件(170),该下部远侧轴元件可滑动地设置在远侧外部护套(33)的远侧部分内。

[0038] 如图7至图8最佳可见,缆线(174)固定到下部远侧轴元件(170)。缆线(174)可操作以相对于轴组件(30)的关节运动节段(130)纵向平移,以朝向和远离刀(160)选择性地枢转夹持臂(44)。具体地,缆线(174)与触发器(28)联接,使得缆线(174)响应于触发器(28)朝向手枪式握持部(24)的枢转而朝近侧平移,并由此使得夹持臂(44)响应于触发器(28)朝向手枪式握持部(24)的枢转而朝向刀(160)枢转。此外,缆线(174)响应于触发器(28)远离手枪式握持部(24)的枢转而朝远侧平移,使得夹持臂(44)响应于触发器(28)远离手枪式握持部(24)的枢转而远离刀(160)枢转。夹持臂(44)可被朝向打开位置偏置,使得(至少在一些情况下)操作者可通过释放对触发器(28)的握持而有效地打开夹持臂(44)。

[0039] 如图7至图8所示,缆线(174)固定到下部远侧轴元件(170)的近侧端部。下部远侧轴元件(170)包括从半圆形基座(168)延伸的一对远侧凸缘(171,173)。凸缘(171,173)各包括相应的开口(175,177)。夹持臂(44)经由一对向内延伸的整体销(41,45)可旋转地联接到下部远侧轴元件(170)。销(41,45)从夹持臂(44)的臂(156)向内延伸,并且可旋转地设置在下部远侧轴元件(170)的相应开口(175,177)内。如图10A和图10B所示,缆线(174)的纵向平移导致下部远侧轴元件(170)在近侧位置(图10A)和远侧位置(图10B)之间纵向平移。下部远侧轴元件(170)的纵向平移导致夹持臂44在闭合位置(图10A)和打开位置(图10B)之间旋转。

[0040] 本示例的刀(160)可操作以在超声频率下振动,以便尤其在组织被压缩在夹持垫(46)和刀(160)之间时有效地切穿并且密封组织。刀(160)定位在声学传动系的远侧端部处。该声学传动系包括换能器组件(12)和声波导(180)。声波导(180)包括柔性部分(166)。换能器组件(12)包括位于波导(180)的焊头(未示出)近侧的一组压电圆盘(未示出)。压电圆盘可操作以将电功率转换成超声振动,该超声振动随后根据已知的构型和技术沿着波导(180)(包括波导(180)的柔性部分(166))传输到刀(160)。仅以举例的方式,声学传动系的该部分可根据本文引用的各种参考文献的各种教导内容进行构造。

[0041] 如图3最佳可见,波导(180)的柔性部分(166)包括远侧凸缘(136)、近侧凸缘(138)、和位于凸缘(136,138)之间的缩窄节段(164)。在本示例中,凸缘(136,138)位于以下位置处,该位置对应于与通过波导(180)的柔性部分(166)传送的谐振超声振动相关联的波节。缩窄节段(164)被构造成能够允许波导(180)的柔性部分(166)挠曲而不显著影响波导(180)的柔性部分(166)传输超声振动的能力。仅以举例的方式,缩窄节段(164)可根据美国公布2014/0005701和/或美国公布2014/0114334的一个或多个教导内容进行构造,这些公布的公开内容以引用方式并入本文。应当理解,波导(180)可被构造成能够放大通过波导(180)传输的机械振动。此外,波导(180)可包括可操作以控制纵向振动沿着波导(180)的增益的特征结构和/或将波导(180)调谐到系统谐振频率的特征结构。参考本文的教导内容,波导(180)可与换能器组件(12)机械且声学联接的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0042] 在本示例中,刀(160)的远侧端部位于对应于与通过波导(180)的柔性部分(166)传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处,以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。当换能器组件(12)通电时,刀(160)的远侧端部被构造成能够在

例如大约10微米至500微米峰间范围内、并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率f₀纵向移动。当本示例的换能器组件(12)被激活时,这些机械振荡通过波导(180)传输到达刀(160),由此提供刀(160)在谐振超声频率下的振荡。因此,当将组织固定在刀(160)和夹持垫(46)之间时,刀(160)的超声振荡可同时切割组织并且使相邻组织细胞中的蛋白质变性,由此提供具有相对较少热扩散的促凝效果。

[0043] 在一些型式中,除了将超声能量施加到组织之外,端部执行器(40)可操作以向组织施加射频(RF)电外科能量。仅以举例的方式,端部执行器(40)可根据以下专利的教导内容中的至少一些进行构造和操作:2015年5月21日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature”的美国公布2015/0141981,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2014年3月4日公布的名称为“Ultrasonic Electrosurgical Instruments”的美国专利8,663,220,其公开内容以引用方式并入本文。

[0044] 参考本文的教导内容,声学传输组件和换能器组件(12)的其它合适的构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。相似地,参考本文的教导内容,端部执行器(40)的其它合适的构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0045] B.示例性轴组件和关节运动节段

[0046] 本示例的轴组件(30)从柄部组件(20)朝远侧延伸。如图2至图7所示,轴组件(30)包括远侧外部护套(33)和近侧外部护套(32),该远侧外部护套和近侧外部护套包封夹持臂(44)驱动特征结构以及上述声学传输特征结构。轴组件(30)还包括位于轴组件(30)的远侧部分处的关节运动节段(130),其中端部执行器(40)位于关节运动节段(130)的远侧。如图1所示,旋钮(31)固定到近侧外部护套(32)的近侧部分。旋钮(31)可相对于主体(22)旋转,使得轴组件(30)可相对于柄部组件(20)围绕由外部护套(32)限定的纵向轴线旋转。此类旋转可一体地提供端部执行器(40)、关节运动节段(130)和轴组件(30)的旋转。当然,如果需要,可完全省略可旋转特征结构。

[0047] 关节运动节段(130)可操作以将端部执行器(40)相对于由外部护套(32)限定的纵向轴线选择性地定位成各种侧向偏转角度。关节运动节段(130)可采用多种形式。仅以举例的方式,关节运动节段(130)可根据美国公布2012/0078247的一个或多个教导内容进行构造,该公布的公开内容以引用方式并入本文。作为另一个仅例示性的示例,关节运动节段(130)可根据美国公布2014/0005701和/或美国公布2014/0114334的一个或多个教导内容进行构造,这些公布的公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容,关节运动节段(130)可采用的各种其它合适形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0048] 如图2至图6B最佳可见,本示例的关节运动节段(130)包括一组三个固位卡圈(133)和一对有棱纹的主体部分(132,134),其中一对关节运动带(140,142)沿着限定于固位卡圈(133)的内表面和有棱纹的主体部分(132,134)的外表面之间的相应通道(135,137)延伸。有棱纹的主体部分(132,134)纵向定位在波导(180)的柔性部分(166)的凸缘(136,138)之间。在一些型式中,有棱纹的主体部分(132,134)围绕波导(180)的柔性部分(166)卡扣在一起。当关节运动节段(130)弯曲以实现关节运动状态时,有棱纹的主体部分(132,134)被构造成能够随波导(180)的柔性部分(166)弯曲。

[0049] 图3更详细地示出了有棱纹的主体部分(132,134)。在本示例中,有棱纹的主体部分(132,134)由柔性塑性材料形成,但应当理解,可使用任何其它合适的材料。有棱纹的主

体部分(132)包括被构成能够促进有棱纹的主体部分(132)的侧向挠曲的一组三个肋(150)。当然,可提供任何其它合适数量的肋(150)。有棱纹的主体部分(132)还限定通道(135),该通道被构成能够接收关节运动带(140),同时允许关节运动带(140)相对于有棱纹的主体部分(132)滑动。相似地,有棱纹的主体部分(134)包括被构成能够促进有棱纹的主体部分(134)的侧向挠曲的一组三个肋(152)。当然,可提供任何其它合适数量的肋(152)。有棱纹的主体部分(134)还限定通道(137),该通道被构成能够接收关节运动带(142),同时允许关节运动带(142)相对于有棱纹的主体部分(137)滑动。

[0050] 如图5最佳可见,有棱纹的主体部分(132,134)侧向插置在关节运动带(140,142)和波导(180)的柔性部分(166)之间。有棱纹的主体部分(132,134)彼此配合,使得它们一起限定内部通道,该内部通道的尺寸被设定成容纳波导(180)的柔性部分(166)而不接触波导(180)。此外,当有棱纹的主体部分(132,134)联接在一起时,形成于有棱纹的主体部分(132,134)中的一对互补远侧凹口(131A,131B)对齐,以接收远侧外部护套(33)的一对向内突出的弹性接片(38)。接片(38)和凹口(131A,131B)之间的这种接合相对于远侧外部护套(33)纵向固定有棱纹的主体部分(132,134)。相似地,当有棱纹的主体部分(132,134)联接在一起时,形成于有棱纹的主体部分(132,134)中的一对互补近侧凹口(139A,139B)对齐,以接收近侧外部护套(32)的一对向内突出的弹性接片(37)。接片(37)和凹口(139A,139B)之间的这种接合相对于近侧外部护套(32)纵向固定有棱纹的主体部分(132,134)。当然,可使用任何其它合适类型的特征结构来使有棱纹的主体部分(132,134)与近侧外部护套(32)和/或远侧外部护套(33)联接。

[0051] 关节运动带(140,142)的远侧端部一体地固定到上部远侧轴元件(172)。当关节运动带(140,142)以相对的方式纵向平移时,这将导致关节运动节段(130)弯曲,从而使端部执行器(40)从如图6A所示的直立构型到如图6B所示的关节运动构型,远离轴组件(30)的纵向轴线侧向偏转。具体地,端部执行器(40)将朝向朝近侧牵拉的关节运动带(140,142)进行关节运动。在此类关节运动期间,其它关节运动带(140,142)可由上部远侧轴元件(172)朝远侧牵拉。另选地,其它关节运动带(140,142)可由关节运动控件朝远侧驱动。有棱纹的主体部分(132,134)和缩窄节段(164)全部为足够柔性的,以适应端部执行器(40)的上述关节运动。此外,甚至当关节运动节段(130)处于如图6B所示的关节运动状态时,柔性声波导(166)被构成能够将超声振动从波导(180)有效地传送到刀(160)。

[0052] 如图3最佳可见,波导(180)的每个凸缘(136,138)包括相应的一对相对的平坦面(192,196)。平坦面(192,196)沿着垂直平面进行取向,该垂直平面平行于延伸穿过柔性部分(166)的缩窄节段(164)的垂直平面。平坦面(192,196)被构成能够提供用于关节运动带(140,142)的间隙。具体地,近侧凸缘(138)的平坦面(196)将关节运动带(140,142)容纳在近侧凸缘(138)和近侧外部护套(32)的内径之间;而远侧凸缘(136)的平坦面(192)将关节运动带(140,142)容纳在远侧凸缘(136)和远侧外部护套(33)的内径之间。当然,平坦面(192,196)可被具有任何合适类型的轮廓(例如正方形、平坦形、圆形等)的多种特征结构取代,包括但不限于狭槽、通道等。在本示例中,平坦面(192,196)由铣削工艺形成,但应当理解,可使用任何其它合适的一种或多种工艺。参考本文的教导内容,形成平坦面(192,196)的各种合适的另选构型和方法对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,波导(180)可包括根据以下专利公布的教导内容中的至少一些形成的平坦面:2013年4

月23日提交的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国公布2013/0289592,该公布的公开内容以引用方式并入本文。

[0053] 在本示例中,外环(133)位于对应于肋(150,152)的纵向位置处,使得三个环(133)被提供用于三个肋(150,152)。关节运动带(140)侧向插置在环(133)和有棱纹的主体部分(132)之间的通道(135)内;而关节运动带(142)侧向插置在环(133)和有棱纹的主体部分(134)之间的通道(137)内。环(133)被构造成能够保持关节运动带(140,142)处于平行关系,尤其是在关节运动节段(130)处于弯曲构型时(例如类似于图6B所示的构型)。换句话讲,当关节运动带(140)位于由弯曲关节运动节段(130)呈现的弯曲构型的内径上时,环(133)可保持关节运动带(140),使得关节运动带(140)沿循与由关节运动带(142)沿循的弯曲路径互补的弯曲路径。应当理解,通道(135,137)的尺寸被设定成容纳相应的关节运动带(140,142),使得关节运动带(140,142)仍可自由地滑动穿过关节运动节段(130),即使在环(133)固定到有棱纹的主体部分(150,152)的情况下。还应当理解,环(133)可以各种方式固定到有棱纹的主体部分(132,134),包括但不限于过盈配合、粘合剂、焊接等。

[0054] 当关节运动带(140,142)以相对的方式纵向平移时,力矩被形成并经由上部远侧轴元件(172)施加到远侧外部护套(33)的远侧端部。这导致关节运动节段(130)和波导(180)的柔性部分(166)的缩窄节段(164)进行关节运动,而不会将关节运动带(140,142)中的轴向力传输到波导(180)。应当理解,可朝远侧主动地驱动一根关节运动带(140,142),同时被动地允许另一根关节运动带(140,142)朝近侧回缩。作为另一个仅例示性的示例,可朝近侧主动地驱动一根关节运动带(140,142),同时被动地允许另一根关节运动带(140,142)朝远侧推进。作为另一个仅例示性的示例,可朝远侧主动地驱动一根关节运动带(140,142),同时朝近侧主动地驱动另一根关节运动带(140,142)。参考本文的教导内容,可驱动关节运动带(140,142)的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0055] 如图9最佳可见,关节运动控制组件(100)固定到外部护套(32)的近侧部分。关节运动控制组件(100)包括外壳(110)和可旋转旋钮(120)。外壳(110)包括一对垂直相交的圆柱形部分(112,114)。旋钮(120)可旋转地设置在外壳(110)的第一中空圆柱形部分(112)内,使得旋钮(120)可操作以在外壳(110)的圆柱形部分(112)内旋转。轴组件(30)可滑动地且可旋转地设置在第二圆柱形部分(114)内。轴组件(30)包括一对可平移构件(161,162),两者均可滑动地且纵向地延伸穿过外部护套(32)的近侧部分。可平移构件(161,162)在远侧位置和近侧位置之间的第二圆柱形部分(114)内可纵向地平移。可平移构件(161,162)与相应的关节运动带(140,142)机械地联接,使得可平移构件(161)的纵向平移导致关节运动带(140)的纵向平移,并且使得可平移构件(162)的纵向平移导致关节运动带(142)的纵向平移。

[0056] 旋钮(120)包括一对销(122,124),该对销从旋钮(120)的底部表面向下延伸。销(122,124)延伸到外壳(110)的第二圆柱形部分(114)中,并且可旋转地且可滑动地设置在形成于可平移构件(161,162)的顶部表面中相应的一对通道(163,164)内。通道(163,164)定位在旋钮(120)的旋转轴线的相对侧上,使得旋钮(120)围绕该轴线的旋转导致可平移构件(161,162)的相对纵向平移。例如,旋钮(120)沿第一方向的旋转导致可平移构件(161)和关节运动带(140)的远侧纵向平移,以及可平移构件(162)和关节运动带(142)的近侧纵向

平移；并且旋钮(120)沿第二方向的旋转导致可平移构件(161)和关节运动带(140)的近侧纵向平移，以及可平移构件(162)和关节运动带(142)的远侧纵向平移。因此，应当理解，旋转旋钮(120)的旋转导致关节运动节段(130)的关节运动。

[0057] 关节运动控制组件(100)的外壳(110)包括从第一圆柱形部分(112)的内表面向内延伸的一对固定螺钉(111, 113)。通过可旋转地设置在外壳(110)的第一圆柱形部分(112)内的旋钮(120)，固定螺钉(111, 113)可滑动地设置在形成于旋钮(120)中的一对弓形通道(121, 123)内。因此，应当理解，旋钮(120)的旋转将通过在通道(121, 123)内的固定螺钉(111, 113)的运动而受到限制。固定螺钉(111, 113)还将旋钮(120)保持在外壳(110)中，从而防止旋钮(120)在外壳(110)的第一圆柱形部分(112)内竖直地行进。

[0058] 外壳(110)的第一圆柱形部分(112)的内表面包括形成于第一圆柱形部分(112)的内表面中的齿(116)的第一角阵列和齿(118)的第二角阵列。旋转旋钮(120)包括一对向外延伸的接合构件(126, 128)，该对接合构件被构造成能够以棘爪关系接合第一圆柱形部分(112)的齿(116, 118)以由此选择性地将旋钮(120)锁定在特定旋转位置。接合构件(126, 128)与齿(116, 118)的接合可通过用户向旋钮(120)施加足够的旋转力来克服；但在不存在此类力时，接合将足以维持关节运动节段(130)的直立或关节运动构型。因此应当理解，将旋钮(120)选择性地锁定在特定旋转位置的能力将使操作者能够相对于由外部护套(32)限定的纵向轴线将关节运动节段(130)选择性地锁定在特定偏转位置。

[0059] 除了或代替上述，关节运动节段(130)和/或关节运动控制组件(100)可根据2015年4月16日提交的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Rigidizing Articulation Drive Members”的美国专利申请14/688,458的教导内容中的至少一些进行构造和/或操作。另选地，关节运动节段(130)和/或关节运动控制组件(100)可以任何其它合适的方式进行构造和/或操作。

[0060] II.示例性另选轴组件

[0061] 在器械(10)的一些型式中，可能期望的是提供被构造成能够选择性地为关节运动节段(130)提供刚度的特征结构。例如，由于各种因素，诸如制造公差、设计限制、材料限制、和/或其它因素，尽管在给定位置相对固定，但一些型式的关节运动节段(130)仍然可能容易受到关节运动节段的一些“游动”或其它小运动的影响，使得关节运动节段(130)并非完全刚性的。可能期望的是减小或消除关节运动节段(130)的此类游动，尤其是当关节运动节段(130)处于直立非关节运动构型时。因此，可提供特征结构来选择性地加固关节运动节段(130)。下文将更详细地描述被构造成能够选择性地为关节运动节段(130)提供刚度以及/或者限制端部执行器(40)的无意偏转或防止端部执行器(40)无意偏转的特征结构的各种示例。根据本文的教导内容，其它示例对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。应当理解，下文所述的轴组件和/或关节运动节段的示例在功能上可基本上类似于上文所述的轴组件(30)。

[0062] 还应当理解，在进行变型以包括下述特征结构之前，关节运动节段(130)仍可以在至少一定程度上具有刚性，使得下文所述的特征结构实际上只是增加关节运动节段(130)的刚度，而不是将刚度引至原本为非刚性的关节运动节段(130)。例如，不存在下文所述特征结构的关节运动节段(130)可能具有足够的刚度，以基本上维持直立或关节运动构型；但仍可提供约1mm或微许“游动”，使得关节运动节段(130)的现有刚度可以增加。因此，术语诸

如“提供刚度 (provide rigidity 和 providing rigidity)”应理解为,包括仅仅增加在某种程度上已经存在的刚度。术语“提供刚度 (provide rigidity 和 providing rigidity)”不应理解为,在“提供”刚度之前,需要关节运动节段 (130) 完全不具有刚度。

[0063] A.示例性限制构件

[0064] 图11至图17示出了示例性限制构件 (200)。如下文将更加详细描述,限制构件 (200) 可用于选择性地为关节运动节段 (130) 的一侧提供刚度,以及/或者防止端部执行器 (40) 相对于轴组件 (30) 的纵向轴线无意偏转。如图11和图13最佳可见,本示例的限制构件 (200) 包括半圆形柱状主体 (202)。形成于柱状主体 (202) 的相对侧表面中的多个狭槽 (204) 将多个接片 (206) 隔开。如图12至图17中所示,限制构件 (200) 被构造成能够围绕轴组件 (30) 定位,并且尤其是围绕关节运动节段 (130) 的一侧定位。例如,如图13所示,限制构件 (200) 被构造成能够围绕轴组件 (30) 的第一侧 (208) 定位,由此第一侧 (208) 大致与轴组件 (30) 的第二侧 (210) 相对。在本示例中,第一侧 (208) 和第二侧 (210) 沿着关节运动节段 (130) 的长度延伸。

[0065] 如图16A和图16B所示,当限定构件 (200) 与关节运动节段 (130) 接合时,关节运动节段 (130) 无法沿第一方向 (209) 挠曲超出大致直立构型 (图16B)。相反地,尽管存在限制构件 (200),但是关节运动节段 (130) 可沿第二方向 (211) 选择性地从图16B所示的大致直立构型挠曲或进行关节运动到图16A所示的关节运动构型。关节运动节段 (130) 可沿第一方向 (209) 从关节运动构型挠曲回至大致直立构型。如图16A所示,关节运动节段 (130) 可沿第二方向 (211) 挠曲,并由此使端部执行器 (40) 从轴组件 (30) 的纵向轴线朝向第二侧 (210) 偏转。如图16B所示,关节运动节段 (130) 也可操作以从图16A所示的关节运动构型返回至大致直立构型。

[0066] 如图11至图13所示,接片 (206) 从限制构件 (200) 的主体 (202) 的基座 (212) 延伸。基座 (212) 为用于支撑接片 (206) 的细长结构,并且包括外表面 (214) 和内表面 (216),并且限定通道 (218)。接片 (206) 被构造成能够紧密地贴合或夹到关节运动节段 (130) 的一部分上,并由此保持固定到关节运动节段 (130)。如上所述以及如图8所示,缆线 (174) 可操作以相对于轴组件 (30) 的关节运动节段 (130) 纵向平移,以选择性地朝向和远离刀 (160) 枢转夹持臂 (44)。如图13所示,通道 (218) 的尺寸可被设定成在该通道中接收与关节运动节段 (130) 和缆线 (174) 底部相关联的特征结构,并且用于将限制构件 (200) 保持到关节运动节段 (130)。通道 (218) 被构造成能够接合关节运动节段 (130) 而不限制缆线 (174) 的纵向运动,并由此允许缆线 (174) 继续纵向滑动并致动夹持臂 (44)。换句话讲,通道 (218) 被构造成能够允许缆线 (174) 相对于限制构件 (200) 自由平移。在一些型式中,关节运动节段 (130) 包括围绕缆线 (174) 的护套或封套,其中缆线 (174) 可滑动地设置在该护套中。在一些此类型式中,通道 (218) 的尺寸被设定成并且被构造成能够紧密地配合并且夹到护套上。

[0067] 如图12所示,限定在连续固位卡圈 (133) 之间的空间提供间隙,从而允许关节运动节段 (130) 挠曲,以由此使端部执行器 (40) 沿第一方向 (209) 朝向第一侧 (208) 偏转,或者沿第二方向 (211) 朝向第二侧 (210) 偏转。如图12、图14和图16所示,在限制构件 (200) 围绕关节运动节段 (130) 定位的情况下,接片 (206) 被定位成使得每个接片 (206) 被定位在由连续固位卡圈 (133) 限定的空间内。接片 (206) 邻接此状态下的连续固位卡圈 (133)。因为接片 (206) 邻接连续固位卡圈 (133),接片 (206) 与固位卡圈 (133) 协作以防止关节运动节段

(130) 沿第一方向 (209) 挠曲超出直立构型 (图16B)。接片 (206) 和固位卡圈 (133) 协作, 以通过防止固位卡圈 (133) 朝向彼此运动而防止端部执行器 (40) 相对于轴组件 (30) 的纵向轴线偏转。应当理解, 限制构件 (200) 可以由弹性材料形成, 使得限制构件 (200) 可通过卡扣配合或压力配合可拆卸地固定到关节运动节段 (130)。另选地, 限制构件 (200) 可以任何其它合适的方式可拆卸地固定到关节运动节段 (130)。

[0068] 限制构件 (200) 的尺寸被设定成、被成形为并且被构造成能够附接到关节运动节段 (130) 的一侧。以举例的方式并且如图16A所示, 限制构件 (200) 选择性地附接到关节运动节段 (130) 的第一侧 (208)。因此, 当接片 (206) 邻接环或固位卡圈 (133) 时, 限制构件 (200) 防止关节运动节段 (130) 朝向第一侧 (208) 挠曲超出直立构型 (图16B)。此邻接结构可防止卡圈 (133) 朝向彼此压缩, 以由此使关节运动节段 (130) 沿第一侧 (208) 的第一方向 (209) 挠曲超出直立构型 (图16B)。相反地, 限制构件 (200) 不防止关节运动节段 (130) 朝向第二侧 (210) 并且沿第二方向 (211) 挠曲, 并由此使端部执行器 (40) 朝向第二侧 (210) 并且沿第二方向 (211) 从轴组件 (30) 的纵向轴线偏转。

[0069] 因此, 如果操作者希望使端部执行器 (40) 沿不同侧向方向偏转, 则可以简单地旋转旋钮 (31) 以围绕轴组件 (30) 的纵向轴线来旋转整个轴组件 (30), 包括关节运动节段 (130) 和端部执行器 (40)。通过围绕轴组件 (30) 的纵向轴线来移动关节运动节段 (130) 和端部执行器 (40) 的角取向, 操作者可以沿各种侧向方向使端部执行器 (40) 从轴组件 (30) 的纵向轴线偏转。

[0070] 尽管图11至图16B示出的限制构件 (200) 的接片 (206) 是大致直的非成角元件, 但限制构件 (200) 可采用具有各种其它横截面轮廓或形状的接片 (206)。例如, 如图17所示, 接片 (206A) 可包括楔形部分 (220), 该楔形部分包括楔形或燕尾形横截面轮廓。接片 (206A) 的楔形部分 (220) 包括一对成角侧壁 (222), 该对成角侧壁被构造成能够接合卡圈 (133A) 的楔形部分 (226) 的对应的一对成角侧壁 (224)。卡圈 (133A) 的楔形部分 (226) 包括楔形横截面轮廓, 该楔形横截面轮廓与相邻卡圈 (133A) 共同作用以限定用于接收接片 (206A) 的楔形部分 (220) 的互补空间。接片 (206A) 的楔形部分 (220) 与卡圈 (133A) 的楔形部分 (226) 互锁, 以在这两个元件之间提供锁定配合。由于关节运动节段 (130) 的挠曲增加了每个连续卡圈 (133A) 之间的距离, 因此锁定配合用以将限制构件 (200) 牢牢地保持到整个挠曲范围内的关节运动节段 (130) 上。

[0071] B.示例性双关节运动带

[0072] 如图2至图6B最佳可见, 关节运动节段 (130) 包括沿着相应通道 (135, 137) 延伸的关节运动带 (140, 142), 该通道限定在固位卡圈 (133) 的内表面和有棱纹的主体部分 (132, 134) 的外表面之间。图12至图17示出了上文所述的在第二侧 (210) 上具有双关节运动带 (142, 228) 的器械 (10) 的轴组件 (30) 的修改型式。第二侧 (210) 上的一对重叠的关节运动带 (142, 228) 包括前述关节运动带 (142) 以及第二关节运动带 (228)。

[0073] 关节运动带 (140) 可以朝远侧推进, 而关节运动带 (142, 228) 同时朝近侧回缩, 以便使端部执行器 (40) 从轴组件 (30) 的纵向轴线偏转, 如图16A所示。为了使端部执行器 (40) 返回到直立位置, 在该位置端部执行器 (40) 与轴组件 (30) 的纵向轴线对齐, 如图16B所示, 关节运动带 (140) 可以朝近侧回缩, 而关节运动带 (142, 228) 同时朝远侧推进。为了将关节运动节段 (130) 与端部执行器 (40) 进一步加固于直立位置, 将关节运动带 (142) 和第二关节

运动带(228)朝远侧进一步推动,以迫使固位卡圈(133)与限制构件(200)的接片(206)形成绑定接合。在将限制构件(200)施加到第一侧(208)时,这种绑定接合为关节运动节段(130)提供刚度,并且用以加固第二侧(210),并中和或抵消由限制构件(200)施加至第一侧(208)的应力。因此,第二关节运动带(228)和关节运动带(142)协作,以为关节运动节段(130)的第二侧(210)提供刚度并稳固关节运动节段的第二侧,以及/或者防止端部执行器(40)相对于外部护套(32)无意偏转。另外,在朝远侧推动时,第二关节运动带(228)和关节运动带(142)通过限制构件(200)平衡沿第二侧(210)的方向施加到关节运动节段(130)的力或应力,从而沿相反的方向施力,以朝向第一侧(208)拉直关节运动节段(130)。

[0074] 应当理解,在朝远侧进一步推动关节运动带(142,228)以加固关节运动节段(130)之前,端部执行器(40)可能已经处于直立位置(即,与轴组件(30)的纵向轴线对齐);并且朝远侧进一步推动关节运动带(142,228)以加固关节运动节段(130)将不一定导致端部执行器(40)从轴组件(30)的纵向轴线偏转。换句话讲,当朝远侧进一步推动关节运动带(142,228)以加固关节运动节段(130)时,端部执行器(40)可以仍然与轴组件(30)的纵向轴线对齐。

[0075] 尽管在该示例中,在与限制构件(200)相对的侧上提供了两条带(142,228),但一些其它型式可简单地在限制构件(200)的相对侧上使用一条带(142)。单条带(142)可足以在关节运动节段(130)和限制构件(200)之间提供绑定接合,以有效地加固关节运动节段(130)。然而,具有两条带(142,228)而不是仅一条带(142,228)可通过最大程度地减小屈曲的风险来提供增加的沿着关节运动节段(130)的断裂强度,该屈曲原本可能在朝远侧推动单条带(142)以加固关节运动节段(130)时发生。

[0076] 从上文中应当理解,当关节运动节段(130)处于直立构型时,限制构件(200)和带(142,228)协作,以为端部执行器(40)提供加固或稳固以用于对组织进行更加稳定的操作,同时允许关节运动节段(130)仍挠曲至轴组件(30)的一侧上的关节运动位置。此类加固包括消除原本可能由于部件之间的制造公差和/或松动而由关节运动节段(130)提供的任何“游动”或其它小运动。换句话讲,当关节运动节段(130)处于直立构型时,习惯于使用非关节运动超声外科器械的操作者可能不会注意到任何性能差异。

[0077] III.示例性组合

[0078] 下述实施例涉及本文的教导内容可被组合或应用的各种非穷尽性方式。应当理解,下述实施例并非旨在限制可在本专利申请或本专利申请的后续提交文件中的任何时间提供的任何权利要求的覆盖范围。不旨在进行免责声明。提供以下实施例仅仅是出于示例性目的。预期本文的各种教导内容可按多种其它方式进行布置和应用。还设想到,一些变型可省略在以下实施例中所提及的某些特征。因此,下文提及的方面或特征中的任一者均不应被视为决定性的,除非另外例如由发明人或关注发明人的继承者在稍后日期明确指明如此。如果本专利申请或与本专利申请相关的后续提交文件中提出的任何权利要求包括下文提及的那些特征之外的附加特征,则这些附加特征不应被假定为因与专利性相关的任何原因而被添加。

[0079] 实施例1

[0080] 一种设备,包括:(a)主体组件;(b)轴组件,其中轴组件从主体组件朝远侧延伸,其中轴组件限定纵向轴线,其中轴组件包括波导;(c)端部执行器,其中端部执行器位于轴组

件的远侧端部处,其中端部执行器包括超声刀,该超声刀与波导声学连通;(d)关节运动节段,该关节运动节段具有第一侧和第二侧,其中关节运动节段与轴组件联接,其中关节运动节段能够操作以使端部执行器朝向第一侧从纵向轴线偏转;以及(e)限制构件,其中限制构件能够操作以限制端部执行器朝向第二侧从纵向轴线的偏转。

[0081] 实施例2

[0082] 根据实施例1所述的设备,其中限制构件包括从基座延伸的接片,并且其中接片设置在由关节运动节段限定的空间内。

[0083] 实施例3

[0084] 根据实施例2所述的设备,其中该空间至少部分地由第一固位卡圈和第二固位卡圈限定。

[0085] 实施例4

[0086] 根据实施例3所述的设备,其中接片具有楔形横截面轮廓,并且该空间具有互补楔形轮廓。

[0087] 实施例5

[0088] 根据实施例1至4中任一项或多项所述的设备,还包括致动器,该致动器从轴组件延伸穿过关节运动节段到达端部执行器,其中端部执行器还包括能够操作以相对于超声刀移动的夹持臂,其中致动器能够相对于关节运动节段移动以由此使夹持臂相对于超声刀移动,其中限制构件被构造成能够接收致动器的一部分。

[0089] 实施例6

[0090] 根据实施例5所述的设备,其中致动器包括可平移构件,其中限制构件包括由基座限定的通道,其中通道被构造成能够在该通道中接收可平移构件。

[0091] 实施例7

[0092] 根据实施例6所述的设备,其中可平移构件包括缆线。

[0093] 实施例8

[0094] 根据实施例1至7中任一项或多项所述的设备,其中限制构件由弹性材料形成。

[0095] 实施例9

[0096] 根据实施例1至8中任一项或多项所述的设备,其中关节运动节段包括一对重叠的关节运动带。

[0097] 实施例10

[0098] 根据实施例9所述的设备,其中该一对重叠的关节运动带和限制构件设置在关节运动节段的相对侧上。

[0099] 实施例11

[0100] 根据实施例9至10中任一项或多项所述的设备,其中该一对重叠的关节运动带被构造成能够驱动关节运动节段的一部分与限制构件接合,以由此加固关节运动节段。

[0101] 实施例12

[0102] 根据实施例11所述的设备,其中该一对重叠的关节运动带被构造成能够沿第一方向平移以由此使端部执行器沿第一侧向方向远离轴组件的纵向轴线偏转,其中该一对重叠的关节运动带被构造成能够沿第二方向平移以由此驱动关节运动节段的该部分与限制构件接合,以由此在端部执行器与轴组件的纵向轴线对齐的情况下加固关节运动节段。

[0103] 实施例13

[0104] 根据实施例9至12中任一项或多项所述的设备,还包括第三关节运动带,其中第三关节运动带被构造成能够相对于该一对重叠的关节运动带沿相反的纵向方向平移,其中第三关节运动带和该一对重叠的关节运动带被构造成能够协作以致动关节运动节段,以由此使端部执行器相对于轴组件的纵向轴线侧向移动。

[0105] 实施例14

[0106] 根据实施例1至13中任一项或多项所述的设备,其中关节运动节段包括第一有棱纹的主体部分和第二有棱纹的主体部分,并且其中限制构件能够操作以选择性地接合第一有棱纹的主体部分和第二有棱纹的主体部分中的一者,并由此加固第一有棱纹的主体部分和第二有棱纹的主体部分中所选择的一者。

[0107] 实施例15

[0108] 根据实施例1至14中任一项或多项所述的设备,其中关节运动节段包括多个凹陷部,并且其中限制构件包括多个指状物,该指状物被取向成接收在多个凹陷部的对应凹陷部内。

[0109] 实施例16

[0110] 根据实施例15所述的设备,其中关节运动节段包括与多个凹陷部交错的多个卡圈。

[0111] 实施例17

[0112] 一种设备,包括: (a) 主体组件; (b) 轴组件,其中轴组件从主体组件朝远侧延伸,其中轴组件限定纵向轴线; (c) 端部执行器; (d) 关节运动节段,该关节运动节段具有第一侧向侧和第二侧向侧,其中关节运动节段与轴组件联接,其中关节运动节段能够操作以使端部执行器朝向第一侧从纵向轴线偏转; (e) 限制构件,该限制构件与关节运动节段联接,其中限制构件被构造成使端部执行器能够朝向第一侧从纵向轴线偏转,其中限制构件还被构造成能够防止端部执行器朝向第二侧从纵向轴线偏转; 以及 (f) 平移构件,其中平移构件能够沿第一方向平移以使端部执行器朝向第一侧从纵向轴线偏转,其中平移构件能够沿第二方向平移以将限制构件的一部分绑定到关节运动节段的一部分上,以由此在端部执行器与纵向轴线对齐的同时加固关节运动节段。

[0113] 实施例18

[0114] 根据实施例17所述的设备,其中限制构件包括从主体延伸的多个指状物,并且其中每个指状物设置在由关节运动节段限定的空间内,其中平移构件能够操作以将关节运动节段的部分绑定到限制构件的指状物上,以由此在端部执行器与纵向轴线对齐的同时加固关节运动节段。

[0115] 实施例19

[0116] 根据实施例18所述的设备,其中多个指状物和主体被构造成能够夹到关节运动节段上。

[0117] 实施例20

[0118] 一种操作设备的方法,其中该设备包括: (a) 轴组件,该轴组件限定纵向轴线; (b) 端部执行器; (c) 关节运动节段,其中关节运动节段能够操作以使端部执行器从纵向轴线侧向偏转,其中关节运动节段包括绑定特征结构; (d) 限制构件,该限制构件与关节运动节段

联接,其中限制构件被构造成使端部执行器能够沿第一偏转方向从纵向轴线偏转,其中限制构件还被构造成能够防止端部执行器沿第二偏转方向从纵向轴线偏转,其中限制构件包括与关节运动节段的绑定特征结构相关联的绑定特征结构;以及(e)平移构件,该平移构件能够操作以致动关节运动节段;其中该方法包括:(a)沿第一纵向方向驱动平移构件,以使端部执行器沿第一偏转方向从纵向轴线偏转,由此将端部执行器定位在偏转位置;(b)沿第二纵向方向驱动平移构件,以使端部执行器沿第二偏转方向朝向纵向轴线移动返回,由此将端部执行器定位在直立位置;以及(c)沿第二纵向方向进一步推动平移构件,以在限制构件的绑定特征结构和关节运动节段的绑定特征结构之间提供绑定接合,由此在端部执行器处于直立位置的情况下加固关节运动节段。

[0119] IV. 杂项

[0120] 应当理解,本文所述的任何型式的器械还可包括除上述那些之外或作为上述那些的替代的各种其他特征。仅以举例的方式,本文所述器械中的任一者还可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征结构中的一者或多者。还应当理解,本文的教导内容可易于应用到本文所引用的其他参考文献中的任一者所述的器械中的任一者,使得本文的教导内容可易于以多种方式与本文所引用的参考文献中的任一者的教导内容结合。此外,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于应用到电外科器械、缝合器械以及其他类型的外科器械。可并入本文的教导内容的其它类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0121] 应当理解,据称以引用的方式并入本文的任何专利、专利公布或其它公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中列出的现有定义、陈述或者其它公开材料不冲突的范围内并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0122] 上述装置的型式可应用于由医疗专业人员进行的传统医学治疗和手术、以及机器人辅助的医学治疗和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于并入机器人外科系统,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California) 的DAVINCI™系统。相似地,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于与2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524的各种教导内容结合,其公开内容以引用方式并入本文。

[0123] 上文所述型式可被设计成在单次使用后废弃,或者其可被设计成使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可对这些型式进行修复以在至少一次使用之后重复使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置,然后清洁或更换特定零件以及随后进行重新组装。具体地,可拆卸一些型式的装置,并且可以任何组合来选择性地替换或移除装置的任意数量的特定零件或部件。在清洁和/或更换特定部件时,该装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术之前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可利用多种技术进行拆卸、清洁/更换、以及重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围内。

[0124] 仅以举例的方式,本文描述的型式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将装置放置在闭合且密封的容器诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透容器的辐射场中,诸如 γ 辐射、 x 射线、或高能电子。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。经消毒的装置随后可存储在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其它技术对装置进行消毒,该技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0125] 已经示出和阐述了本发明的各种实施方案,可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类可能的修改,并且其它修改对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。例如,上文所讨论的实施例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均是例示性的而非必需的。因此,本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作的细节。

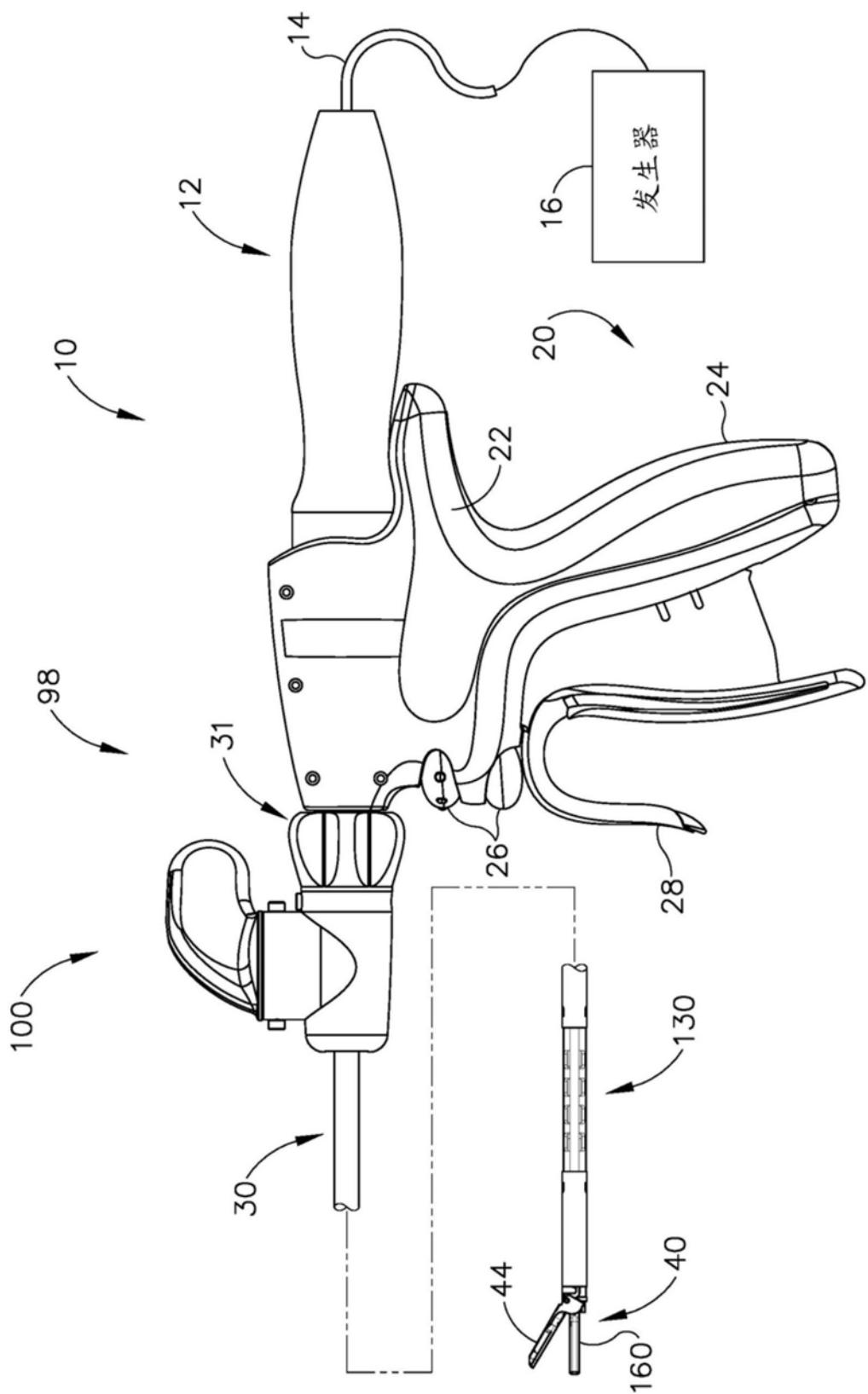


图1

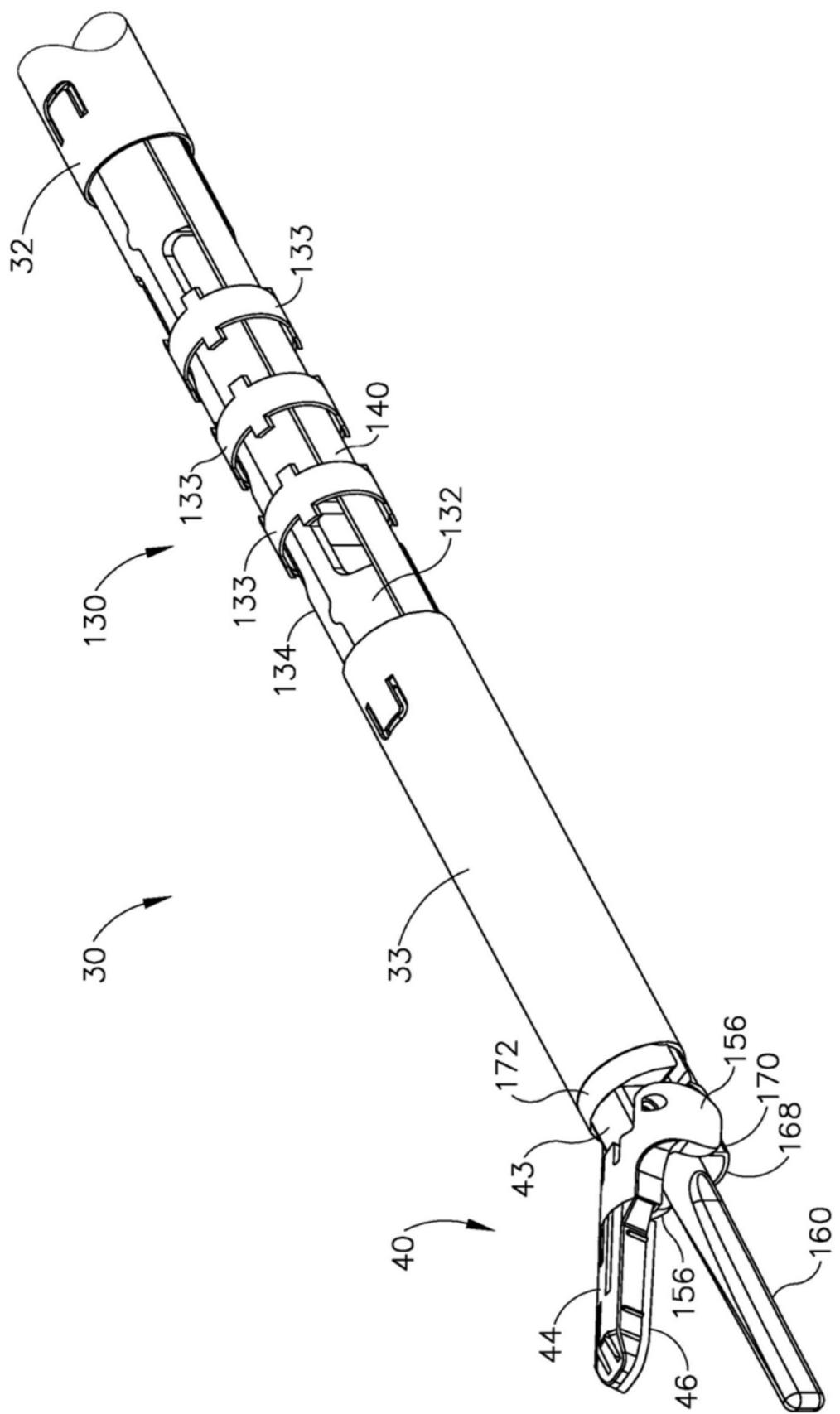


图2

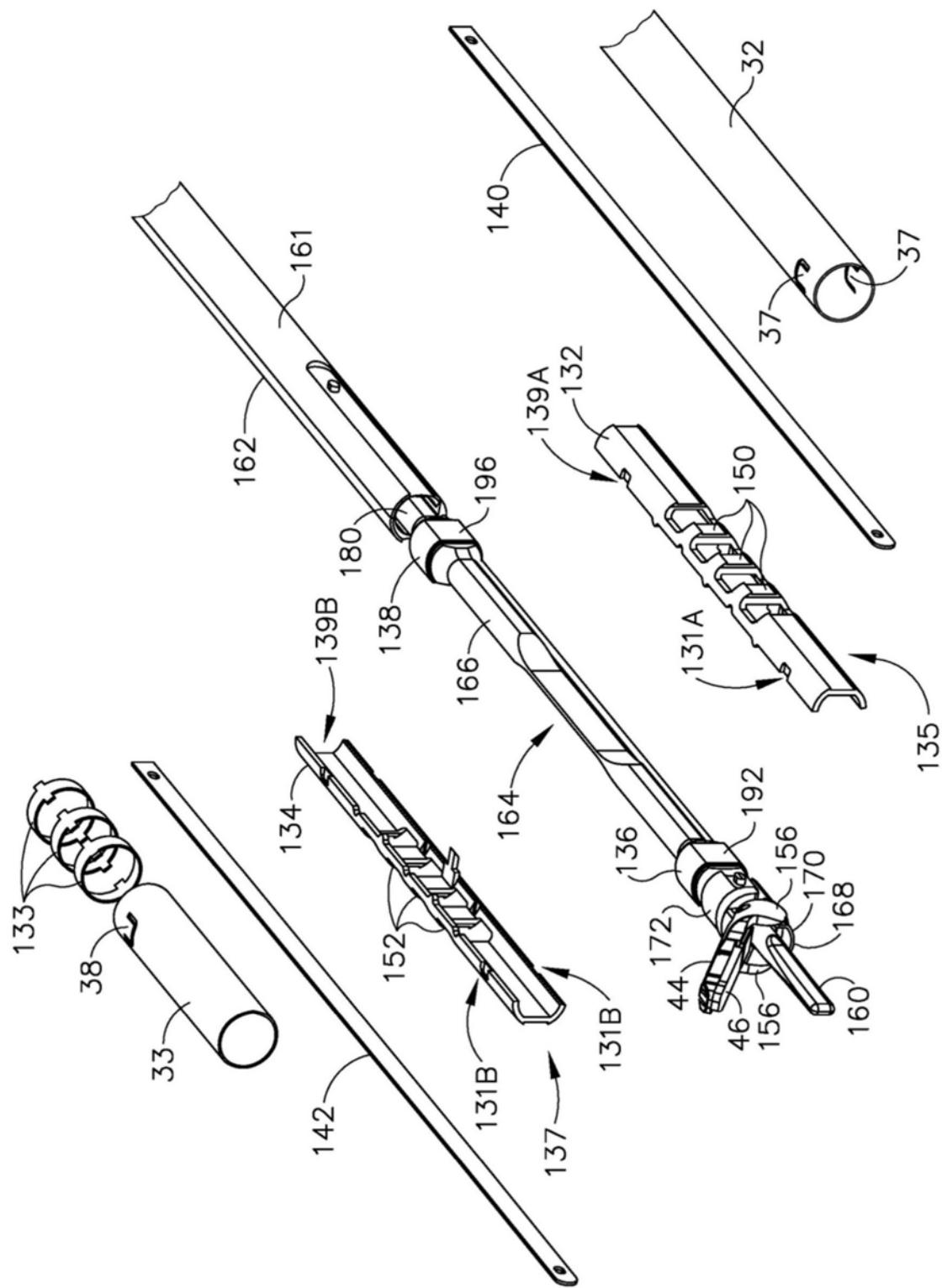


图3

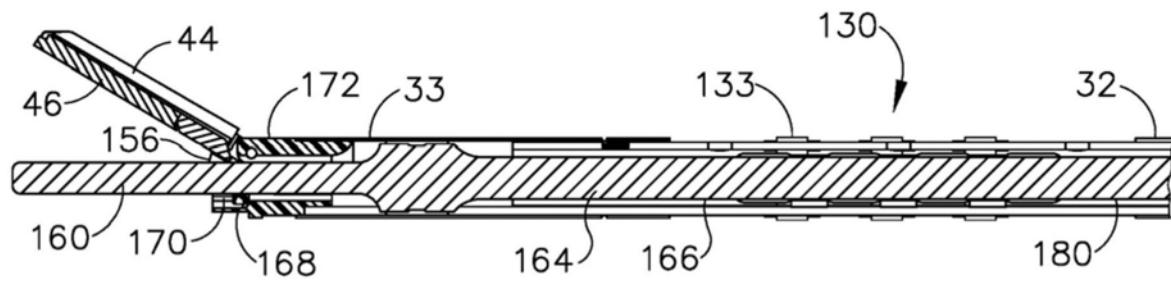


图4

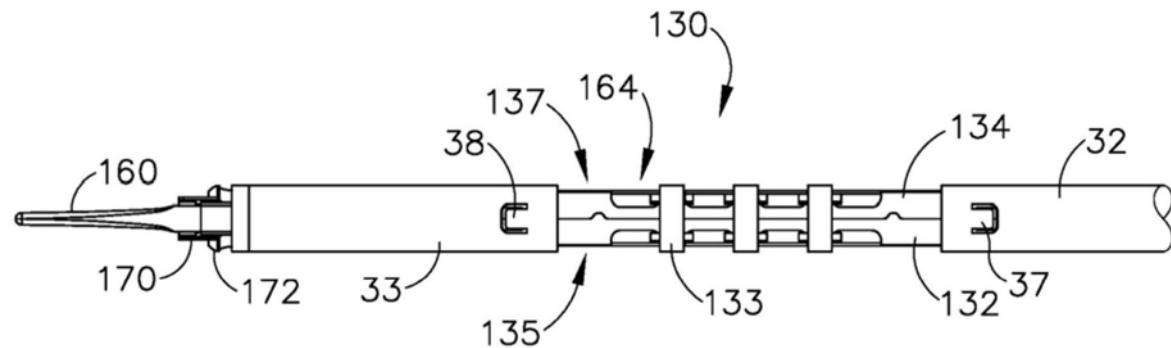


图5

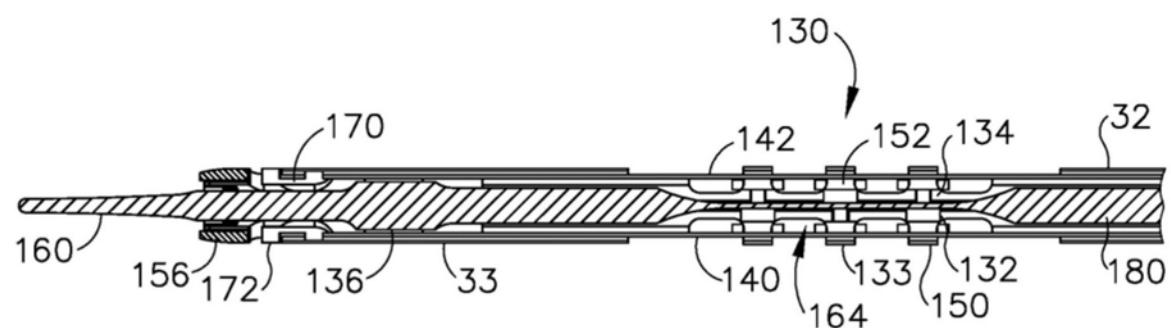


图6A

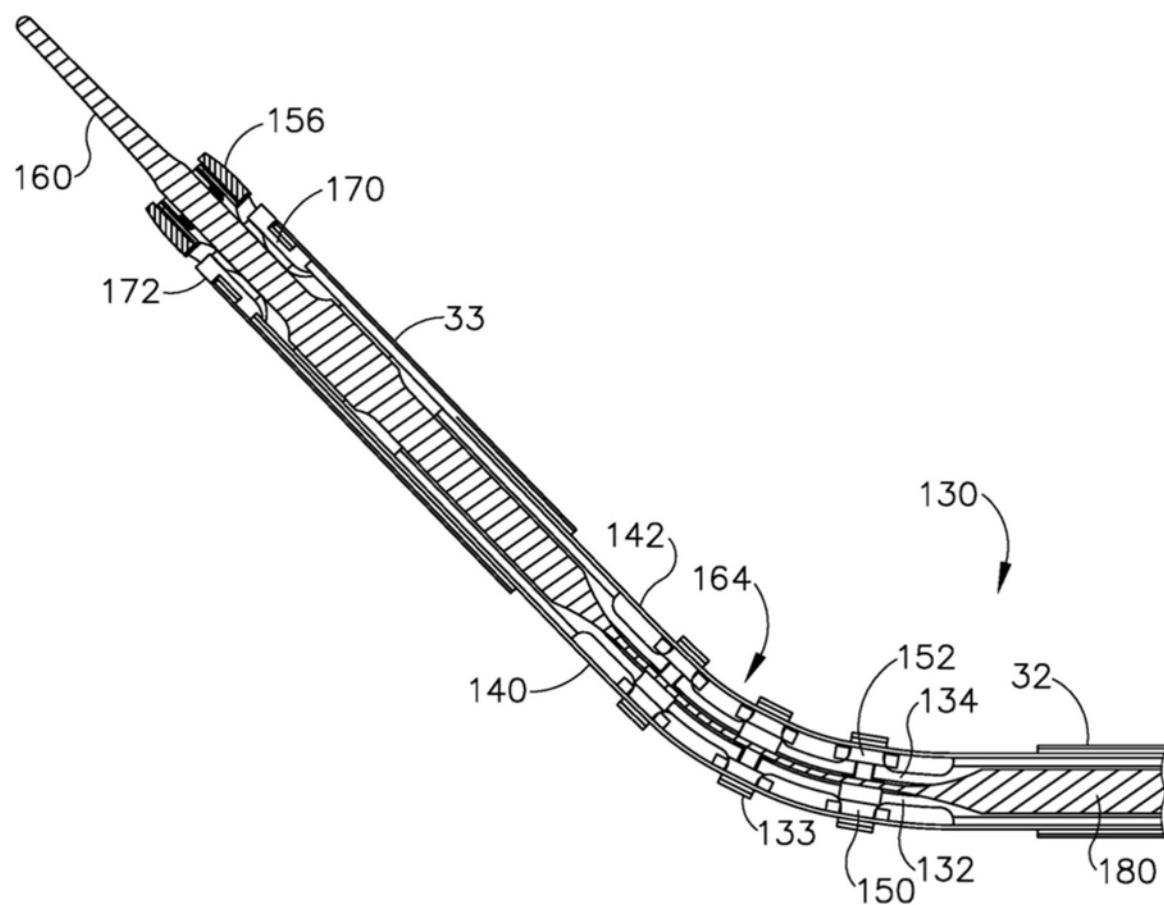


图6B

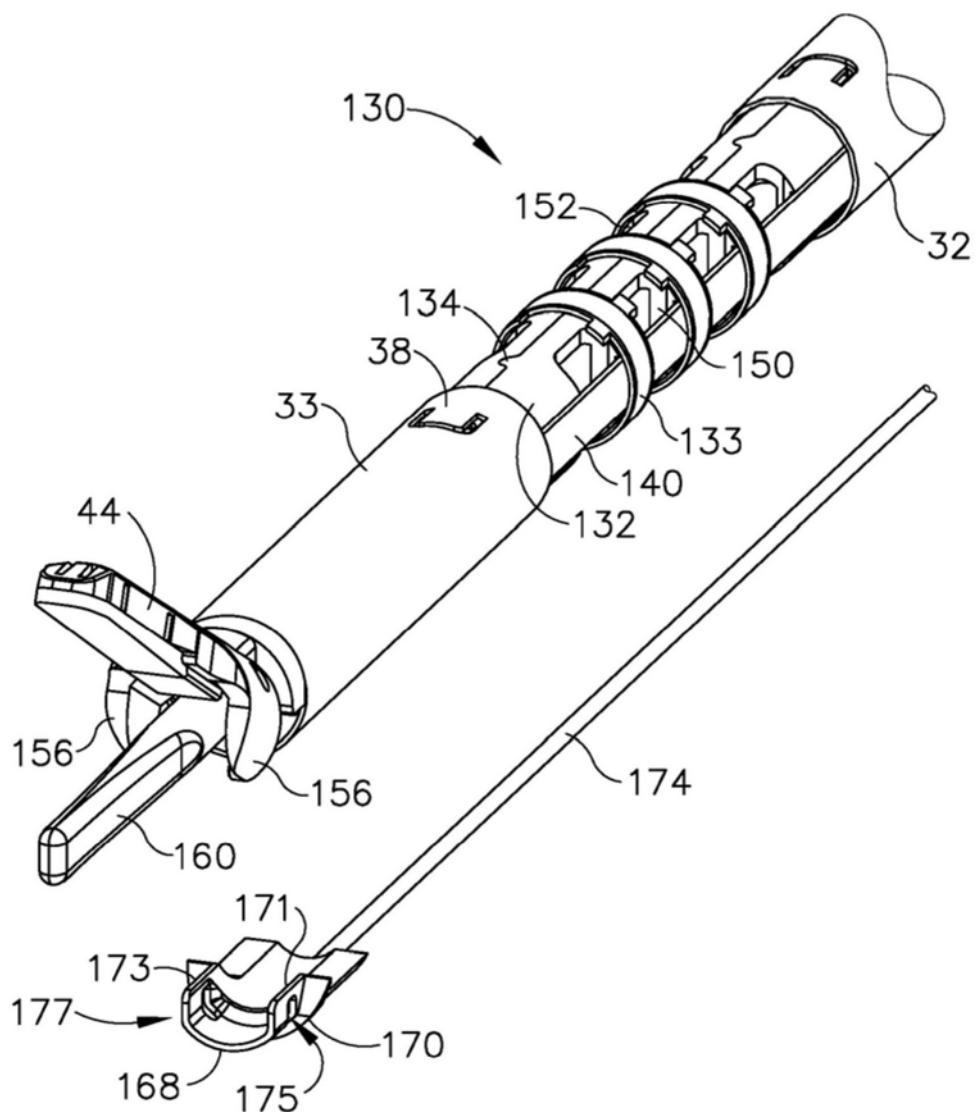


图7

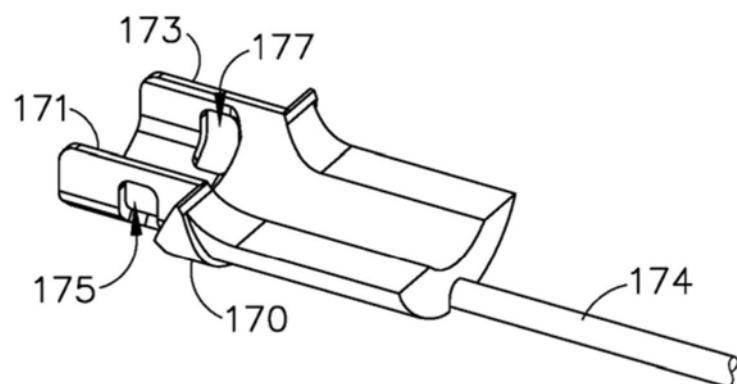


图8

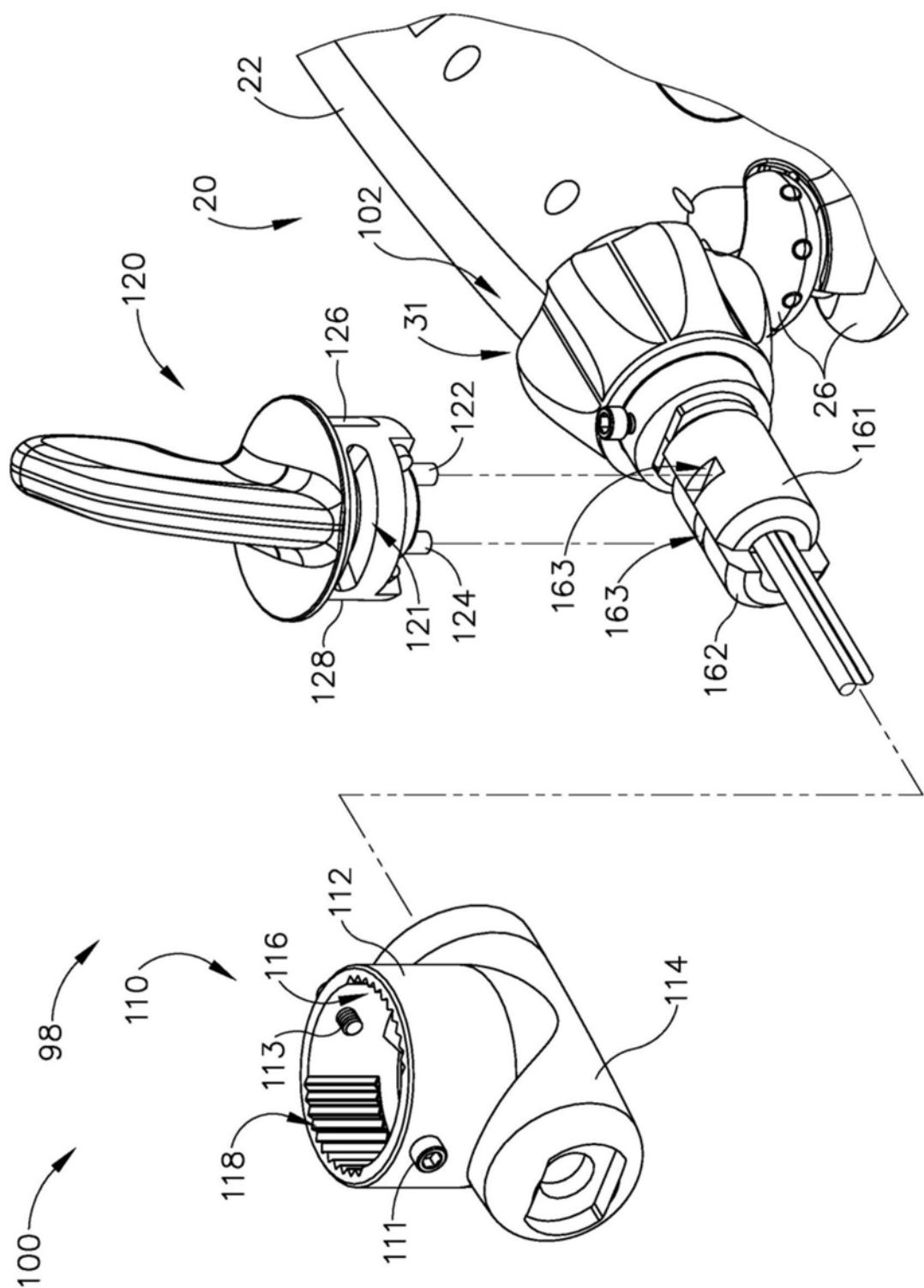


图9

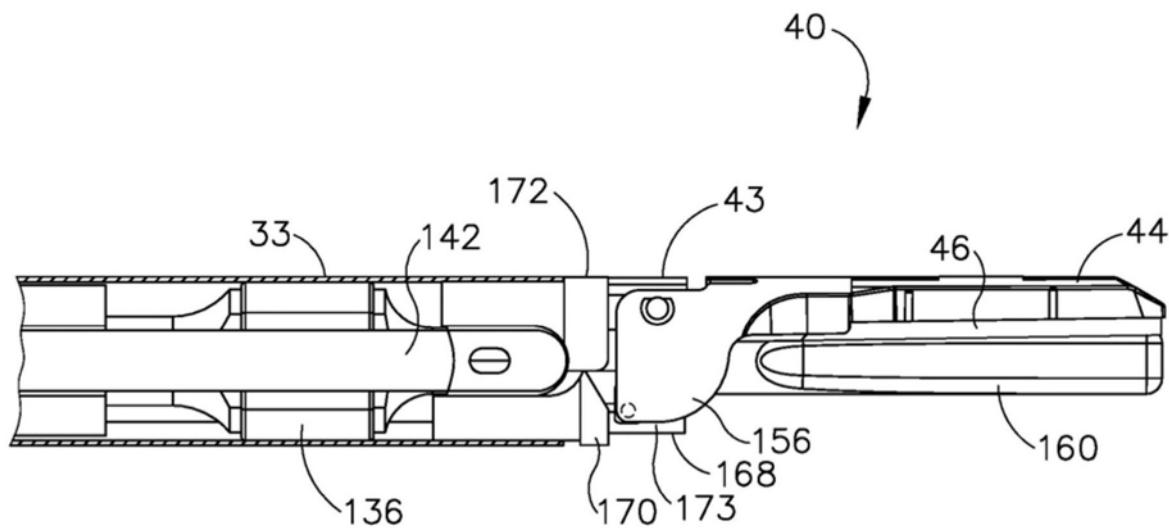


图10A

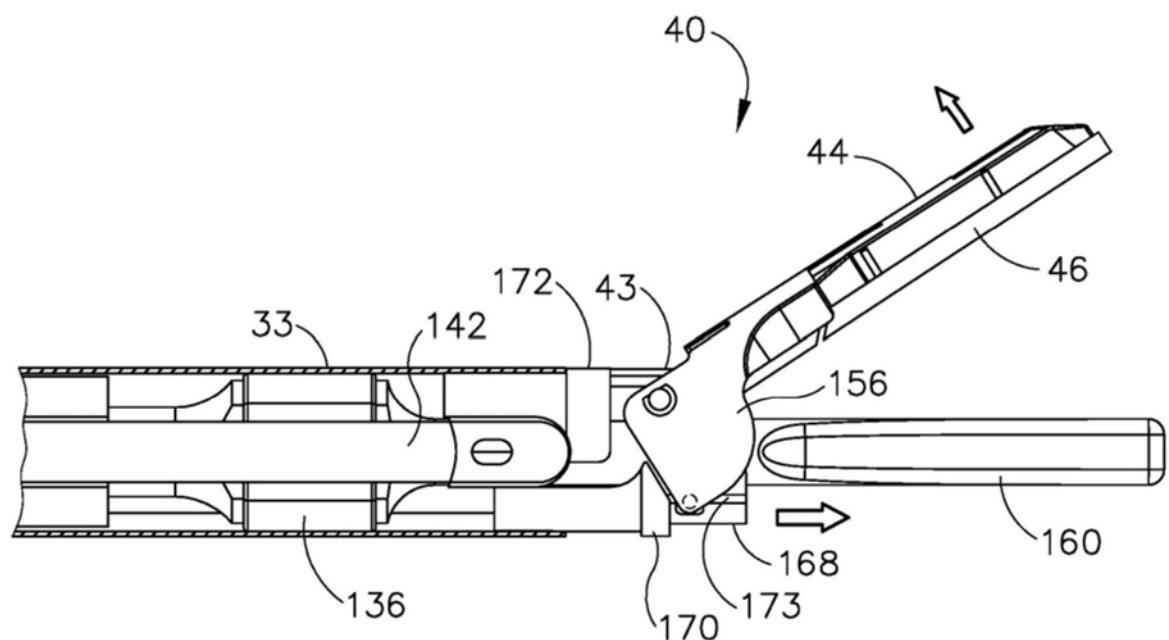


图10B

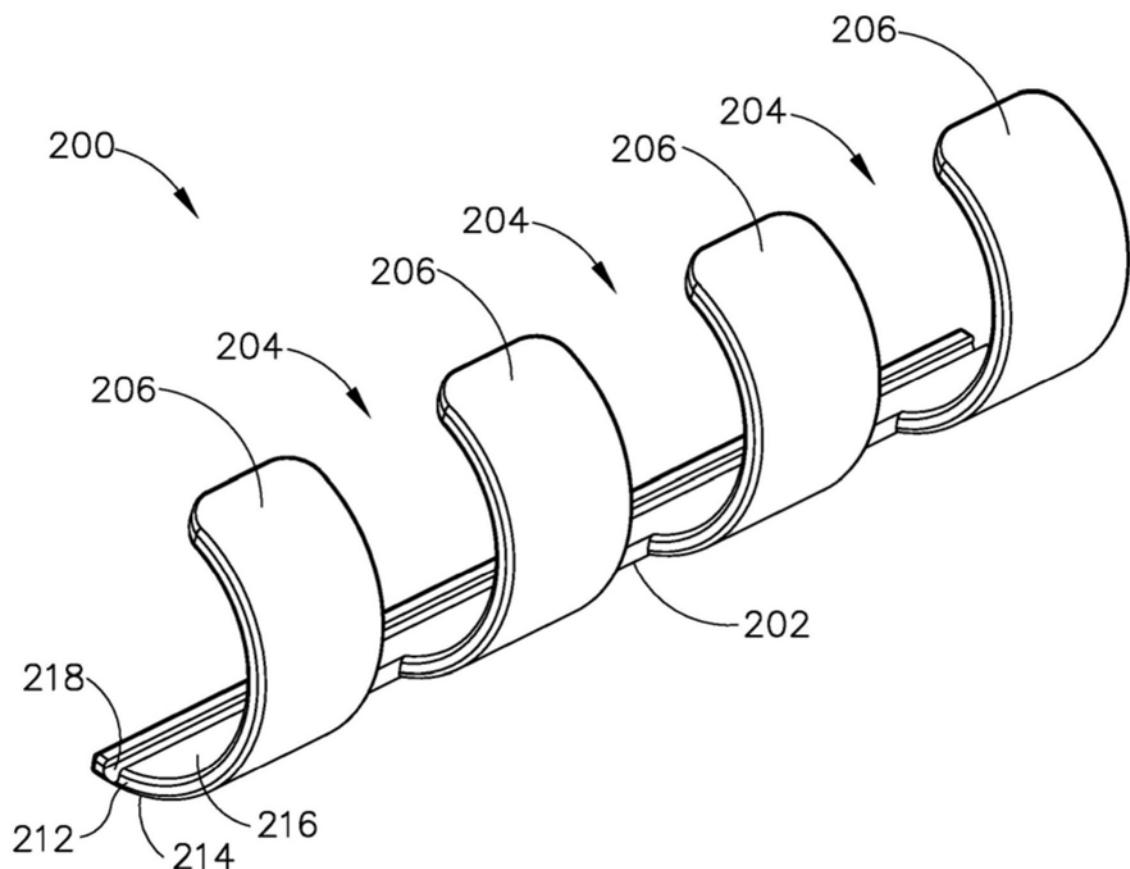


图11

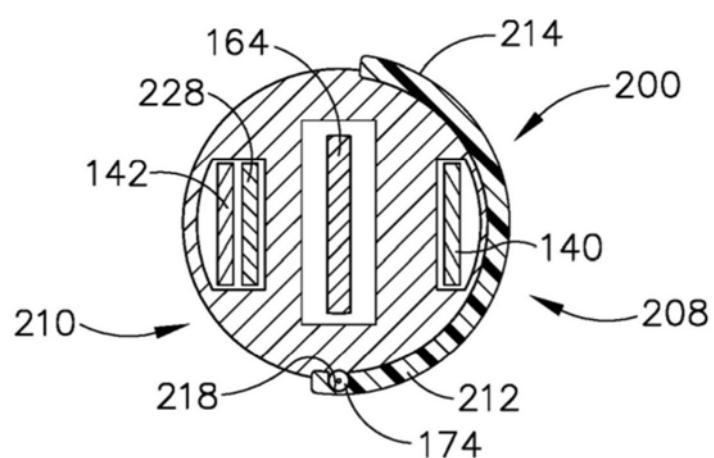


图13

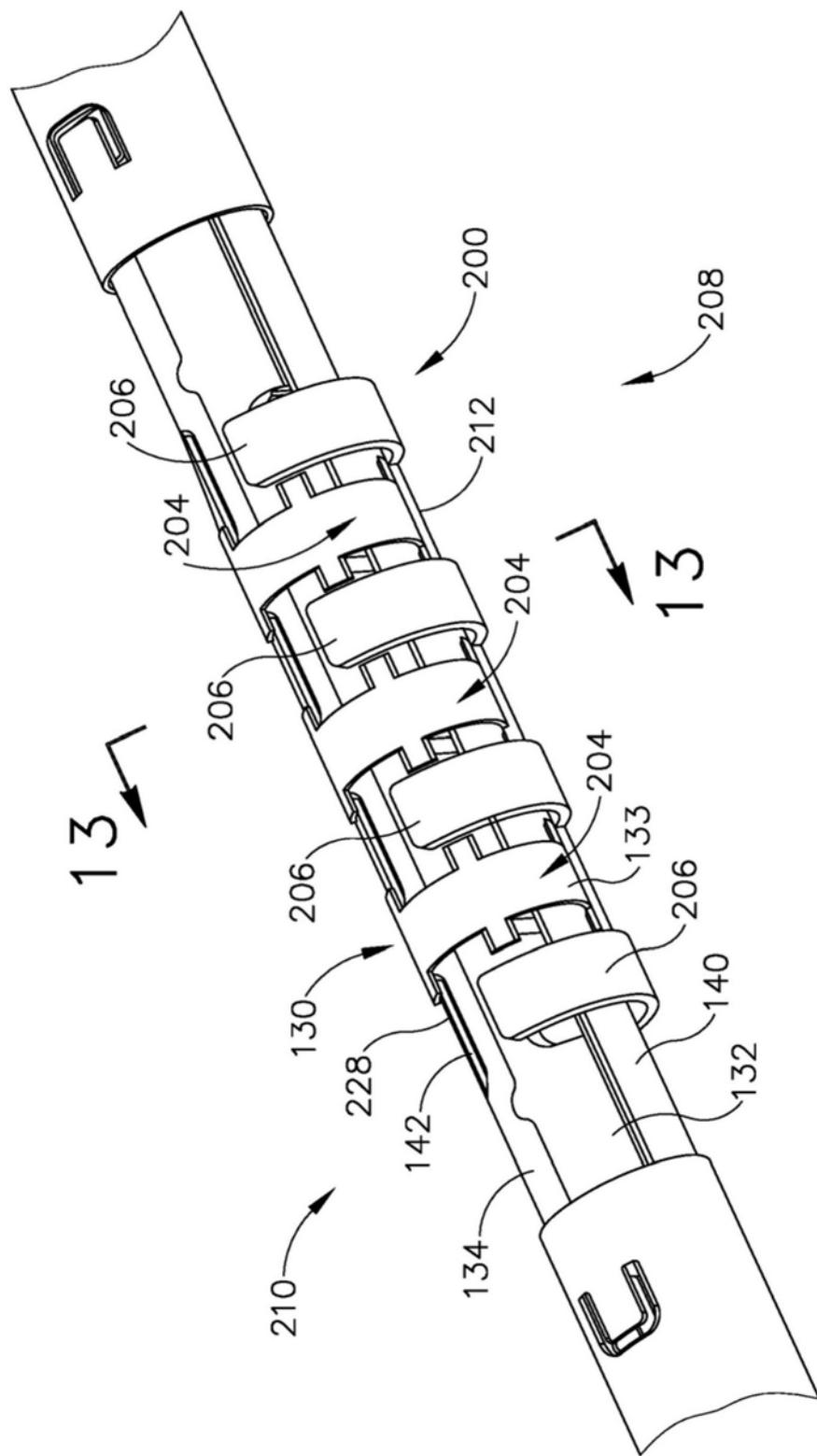


图12

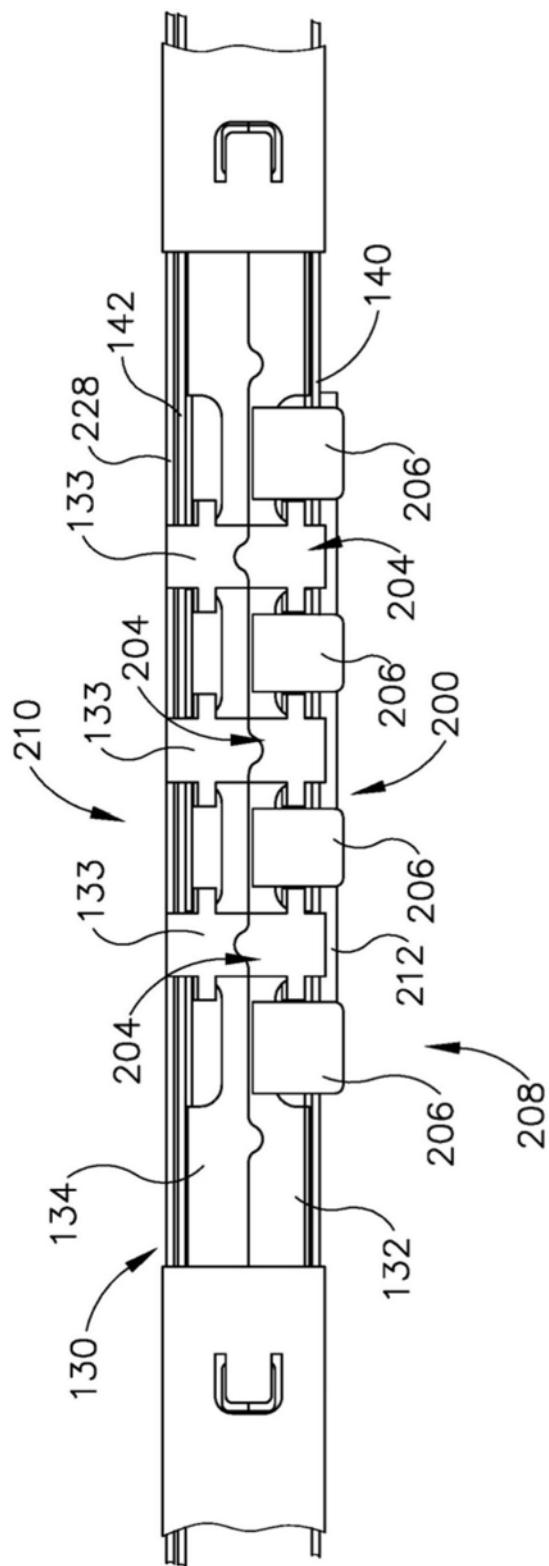


图14

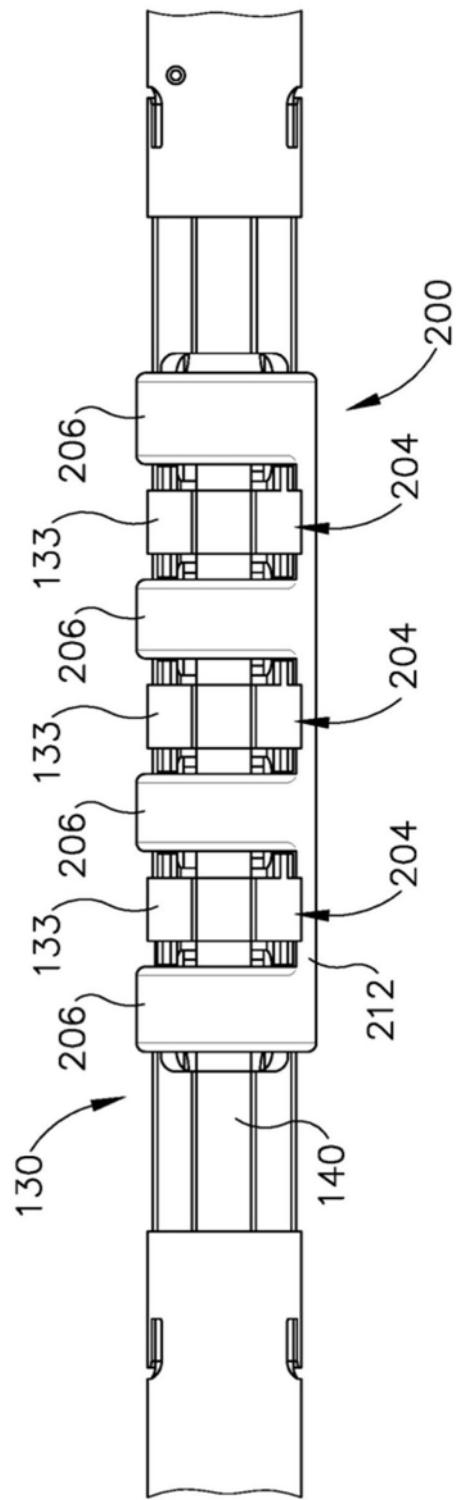


图15

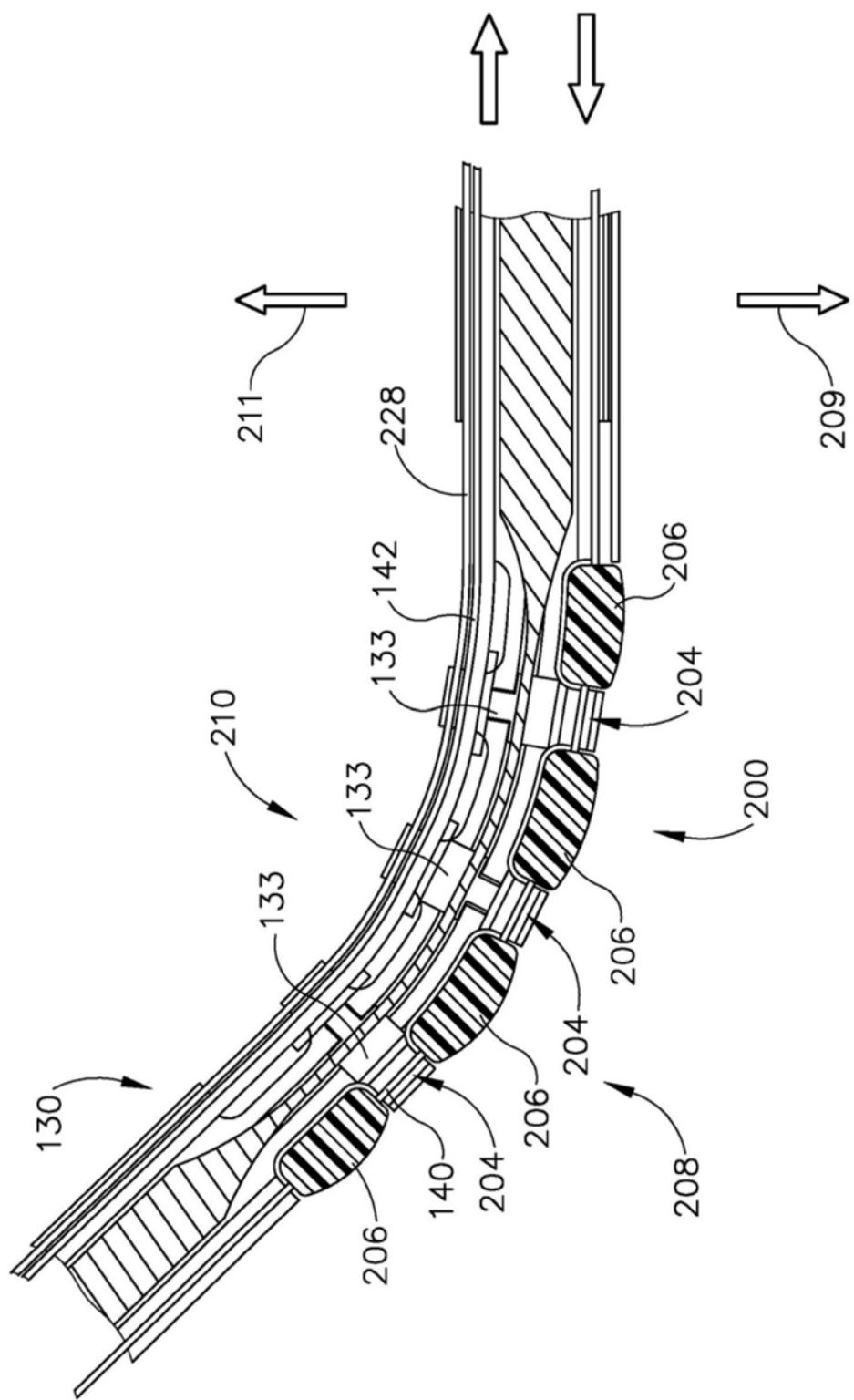


图16A

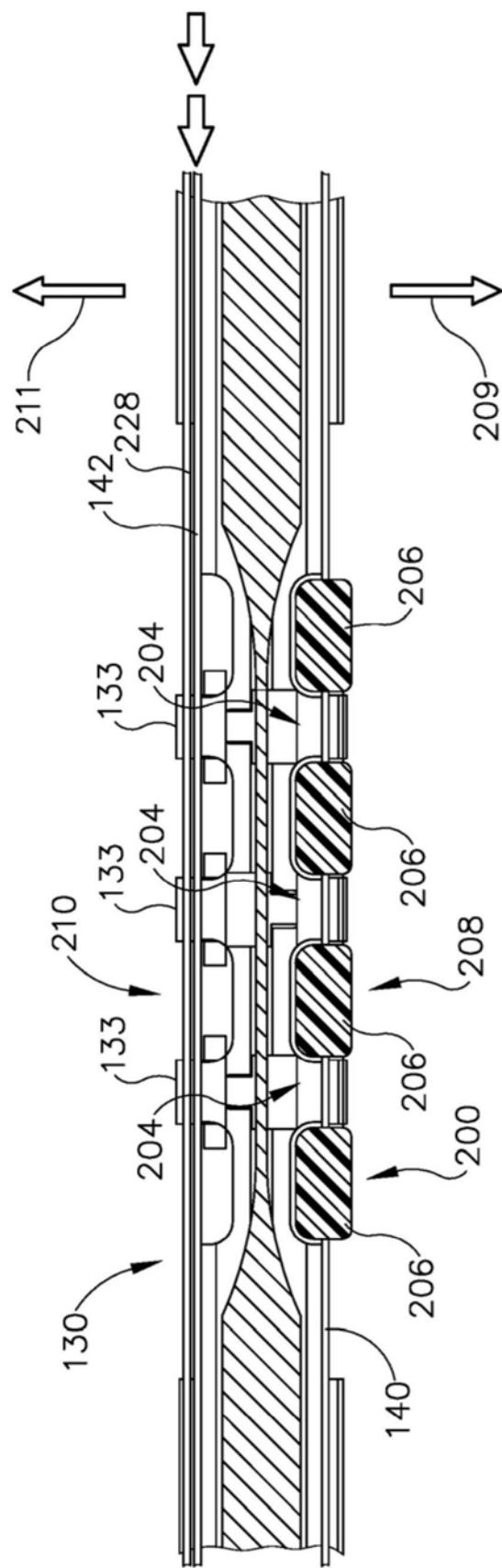


图16B

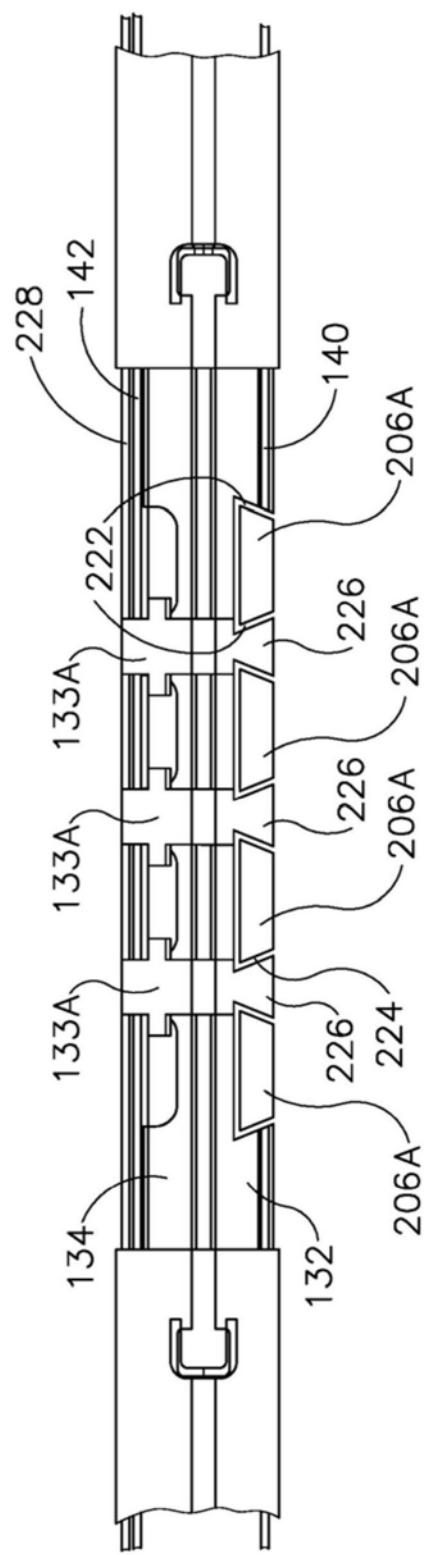


图17

专利名称(译) 用于外科器械的关节运动接头

公开(公告)号	CN109152589A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201780030938.X	申请日	2017-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
[标]发明人	C P 布德罗		
发明人	C·P·布德罗		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/29 A61B17/00		
代理人(译)	苏娟		
优先权	15/090670 2016-04-05 US		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种外科设备(100)，该外科设备包括主体(22)、超声换能器(12)、轴(30)、声波导(180)、关节运动节段(130)、端部执行器(40)和限制构件(200)。超声换能器(12)可操作以将电功率转换成超声振动。轴(30)将端部执行器(40)和主体(22)联接在一起。声波导(180)与换能器(12)联接。关节运动节段(130)可操作以挠曲，以由此使端部执行器(40)从由轴限定的纵向轴线偏转。限制构件(200)可操作以限制端部执行器(40)的侧向偏转。当端部执行器(40)与纵向轴线对齐时，限制构件(200)还可操作以与平移构件协作来加固关节运动节段(130)。此类加固包括消除原本可能由于部件之间的制造公差和/或松动而由关节运动节段(130)提供的任何“游动”或其它小运动。

